

**Die thermoregulatorische Ansteuerung der lokalen Schweißrate
des Menschen.**

D i s s e r t a t i o n

**zur Erlangung des Grades
Doktor der Naturwissenschaften**

von

Michael Heising

Bochum 1989

Referent:

Prof. Dr. J. Werner

Korreferent:

Prof. Dr. W. Rautenberg

Tag der mündlichen Prüfung:

2.6.1989

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	4
3.1 Elektrolyse	4
3.2 Elektrolyse	4
3.3 Elektrolyse	7
3.4 Elektrolyse	12
3.4.1 Elektrolyse mit Hilfe von Halbleitern	12
3.4.2 Elektrolyse mit Hilfe von Halbleitern	14
3.4.3 Elektrolyse mit Hilfe von Halbleitern	16
3.4.4 Elektrolyse mit Hilfe von Halbleitern	16
3.4.5 Elektrolyse mit Hilfe von Halbleitern	17
3.5 Elektrolyse	17

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Arbeitsgruppe Elektrophysiologie, Abteilung für naturwissenschaftliche Medizin der Ruhr Universität Bochum. Sie wurde im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 114 "Biologische Nachrichtenaufnahme und -verarbeitung" durchgeführt und von der DFG gefördert.

Herrn Prof. Dr. Ing. J. Werner, der diese Arbeit angeregt und ermöglicht hat, danke ich für die umfangreichen kritischen Diskussionen und Anregungen, die zum Gelingen der Dissertation beigetragen haben.

Weiterhin gilt mein Dank den Mitarbeitern und ehemaligen Studenten der Arbeitsgruppe Elektrophysiologie, die durch Anregungen, konstruktive Kritik sowie technische Assistenz zu dieser Arbeit beigetragen haben.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Methoden	4
2.1 Klimakammer	4
2.2 Klimaboxen	6
2.3 Ergometer	9
2.4 Temperaturmessung	12
2.4.1 Meßorte; mittlere Hauttemperatur	13
2.4.2 Haut- und Kerntemperaturfühler	14
2.4.3 Temperaturmeßverstärker	16
2.4.4 Linearisierung der Thermoelemente	16
2.4.5 Sonstige Meßorte	17
2.5 Evaporimeter	17
2.5.1 Nilsson-Evaporimeter	17
2.5.2 Kapselevaporimeter	18
2.5.3 Meßorte	21
2.6 EMG-Messung	22
2.6.1 Meßprinzip	22
2.6.2 Meßorte	23
2.7 Messung der Herzfrequenz	23

2.8	Messung der Luftfeuchte und des H_2O -Partialdruckes ...	24
2.9	Atemgasanalyse	25
2.9.1	Meßprinzip O_2 - und CO_2 - Analysator	25
2.9.2	Meßaufbau	27
2.9.3	Konstruktion der Atemmaske	28
2.9.4	Eichverfahren	29
2.9.5	Meßgenauigkeit	30
2.10	Rechnergestützte Versuchsdatenerfassung und Auswertung	30
2.10.1	Meßprogramm zur Versuchssteuerung	30
2.10.2	Programme zur Datenauswertung	31
2.10.3	Berechnung übertragener Wärmemengen	32
2.10.4	Berechnung durch Arbeit erzeugter Wärmemengen ...	36
2.11	Versuchspersonen	37
2.12	Versuchsablauf und Rahmenbedingungen	37
3.	Ergebnisse der Versuchsserien	38
3.1	Vorversuche	38
3.1.1	Vorversuche bei Kältebelastung ($10^{\circ}C$) mit Wärmebelastung eines Beines ($40^{\circ}C$)	38
3.1.2	Vorversuche bei Wärmebelastung ($40^{\circ}C$) mit Kältebelastung eines Beines ($13^{\circ}C$)	40
3.2	Ruheversuche	42
3.2.1	Kontrollversuche $36^{\circ}C$ ohne zusätzliche Belastung	42
3.2.2	Versuche mit einseitiger Belastung eines Beines .	43

3.2.3	Versuche mit beidseitiger antisymmetrischer Belastung der Beine	44
3.2.4	Statistischer Vergleich der Versuche 3.2.1/ 3.2.2/ 3.2.3	47
3.2.5	Versuche mit antisymmetrischer Belastung eines Armes und eines Beines; statistischer Vergleich ..	50
3.3	<u>Ergometerversuche</u>	55
3.3.1	Ergometerversuche ohne Veränderung der thermischen Belastung über die Lufttemperatur ...	56
3.3.2	Ergometerversuche mit thermischer Entlastung des ruhenden Beines	57
3.3.3	Statistischer Vergleich der Versuche 3.3.1 und 3.3.2	59
4.	<u>Diskussion der Versuchsserien</u>	61
4.1	<u>Interpretation der Vorversuche</u>	61
4.2	<u>Interpretation der Ruheversuche</u>	62
4.3	<u>Interpretation der Ergometerversuche</u>	64
4.4	<u>Diskussion der relevanten Befunde aus der Literatur</u> ..	67
4.4.1	Reglerinputs im stationären Zustand	68
4.4.2	Dynamische Reglerinputs	70
4.4.3	Auswirkungen von Arbeit auf die Ansteuerung der Schweißproduktion	71
4.4.4	Modifikationen der Ansteuerung der lokalen Schweißrate durch Akklimatisierung; Interaktion mit anderen Systemen	73

4.5 Vergleich der Meßergebnisse mit Regelungsmodellen andererer Autoren zur Ansteuerung der Schweiß- produktion	75
4.5.1 Vorversuche und Ruheversuche ohne zusätzliche thermische Belastung	75
4.5.2 Vorversuche mit einseitiger zusätzlicher thermischer Belastung	78
4.5.3 Versuche mit beidseitiger antisymmetrischer thermischer Belastung	79
4.5.4 Versuche mit einseitiger ergometrischer Belastung	82
4.5.5 Versuche mit ergometrischer Belastung und antisymmetrischer Kühlung	84
5. Schlußfolgerungen	85
5.1 Funktionsprinzipien der Steuerung der lokalen Schweißrate	85
5.2 Auswirkungen und Konsequenzen der modifizierten mittleren Hauttemperatur	96
5.2 Mathematisches Modell für die Steuerung der lokalen Schweißrate	98
6. Zusammenfassung	107
7. Literaturverzeichnis	113
8. Anhang	126

1. Einleitung

Der menschliche Körper ist mit einem Temperaturregelsystem ausgestattet, das ihm die Möglichkeit zur Aufrechterhaltung weitgehend konstanter Kerntemperaturen gibt. Drei autonome Effektorsysteme sorgen für eine thermische Anpassung des Körpers an unterschiedliche Belastungen:

- Kältezittern, zur internen Erzeugung von Wärme bei Kältebelastung.
- Vasomotorik, zur Variierung des thermischen Durchgangswiderstandes der Haut durch Veränderung des Strömungswiderstandes bei moderaten thermischen Belastungen.
- Evaporation, zur Wärmeabgabe durch Verdunstung bei Wärmebelastung (Hitze, Arbeit).

Kalt- und Warmsensoren auf der Oberfläche und im Körper registrieren die Temperaturverteilung im Körper und melden diese Informationen an die zentralen Schaltstellen. Hier werden den thermischen Belastungen entsprechende efferente Signale erzeugt, die zur Ansteuerung der benötigten Effektoren dienen.

Das Verhalten des Effektors "evaporative Wärmeabgabe" wurde in den vergangenen Jahren von mehreren Autoren beschrieben. Diese stellten verschiedene Modelle vor, deren Formulierung aufgrund der Interpretation von gemessenen Temperaturen und Schweißraten erfolgte. Allen Modellen gemeinsam ist eine Beschreibung des gesamten geschlossenen Regelkreises (closed loop), d.h. inklusive aller aktiven (regelnden) und passiven (geregelter) Komponenten. Eine Auftrennung des Regelkreises (open loop) zur experimentellen Untersuchung einzelner Komponenten ist aus ethischen Gründen am Menschen nicht möglich. Hier liefern jedoch tierexperimentelle Daten zusätzliche Informationen.

Die jüngsten temperaturregulatorischen Modelle zur Steuerung der

lokalen Schweißproduktion des Menschen sehen als Reglereingangsgrößen drei Temperaturen vor:

- Kerntemperatur
- mittlere Hauttemperatur
- lokale Hauttemperatur.

Nachdem in der Vergangenheit das grundsätzliche stationäre Verhalten des Regelkreises geklärt werden konnte, blieben die Auswirkungen spezieller Mechanismen noch weitgehend offen. Hierzu zählt auch der Einfluß der lokalen Hauttemperatur auf die Ansteuerung der lokalen Schweißrate. Ebenso sind Hinweise auf thermosensitive Elemente in der Muskulatur bzw. deren Einfluß auf die evaporative Wärmeabgabe nicht eindeutig bestätigt oder widerlegt.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Verhalten der lokalen Schweißproduktion des Menschen bei Arbeit und in Ruhe. Das Schwergewicht der Untersuchungen konzentriert sich auf die Analyse der Reglereingangsgrößen sowie die Verschaltung ihrer afferenten Signale auf lokaler und zentraler Ebene.

In diesem Rahmen ergibt sich auch die Frage nach kompensatorischen Effekten von simultaner Erwärmung und Abkühlung verschiedener Körperextremitäten auf die Ansteuerung der Schweißproduktion.

Ebenso wird anhand von Versuchen unter Arbeitsbelastung eine Kompensation der durch Arbeit erzeugten Wärme durch Kühlung einzelner Körperabschnitte vorgenommen und deren Auswirkungen auf die Ansteuerung der lokalen Schweißraten analysiert.

Grundsätzlich deuten die durchgeführten Experimente auf zwei unterschiedliche Mechanismen zur Steuerung der evaporativen Wärmeabgabe hin:

1. Die Erfassung von Einzeltemperaturen (Haut, Muskel, Kern) sowie deren Weiterverarbeitung zu Steuerdaten für die Regelung

der lokalen Evaporation,

2. Die Erfassung von Temperaturgradienten, die unter "Gleichgewichtsbedingungen" lokale Steuergrößen (Hauttemperaturen) ausschalten können. Diese "Gleichgewichtsbedingungen" lassen sich z.B. durch gleichzeitige Zu- bzw. Abfuhr identischer Wärmemengen an verschiedenen Körperregionen erzielen, so daß keine Änderung der thermischen Gesamtbelastung erfolgt.

Unter Berücksichtigung der gefundenen Ergebnisse wird ein neues Modell entwickelt, das im stationären Zustand das Verhalten der lokalen Schweißrate beschreiben kann. Die Steuerung der lokalen Schweißraten durch Kern-, Muskel-, mittlerer und lokaler Hauttemperatur repräsentiert eine mathematische Gleichung, die die zu erwartende Evaporation mit hinreichender Genauigkeit errechnet.

Zur Durchführung der Experimente waren umfangreiche technische Entwicklungen zu leisten. So wurden im Rahmen der Arbeit eine spezielle Sensorkonfiguration zur Erfassung der lokalen Schweißrate, ein geregeltes Fahrrad-Ergometer, welches einseitige Belastungen eines Armes oder Beines ermöglichte, sowie zwei geregelte Klimaboxen zur Einstellung einer genau definierten thermischen Belastung der Extremitäten konstruiert.

2. Methoden

Das vorliegende Kapitel beschreibt die Versuchsanordnungen, die meßtechnischen Einrichtungen sowie die meßtechnischen Methoden. Weiterhin werden die mikroprozessorgestützte Meßdatenerfassung, ihre Verarbeitung sowie die verwendeten Auswertungsprogramme dargestellt.

2.1 Klimakammer

Alle Versuche fanden in einer 16m^3 großen Klimakammer Typ 18E/20 der Firma "K. Weiß Klimatechnik" (Gießen) statt. Die Kammer ist so konzipiert, daß sowohl Lufttemperatur als auch Taupunkt geregelt werden können. Die Lufttemperatur konnte direkt eingestellt werden, die Luftfeuchte wurde über den mit Hilfe eines Rechenschiebers ermittelten Taupunkt gewählt.

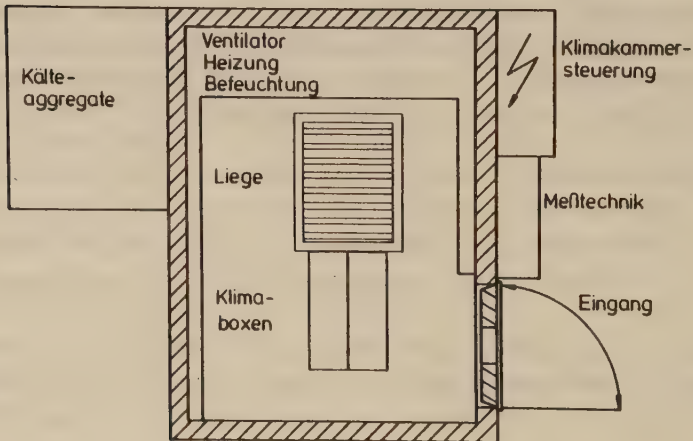


Bild 2.1.1: Grundkonzept Klimakammer.

Der grundsätzliche Aufbau ist in Bild 2.1.1 dargestellt.

Das beschriebene Konzept erlaubt keine schnellen Veränderungen der Luftfeuchte. Ebenso wirkt die aus meßtechnischen Gründen (siehe 2.5.1) eingestellte geringe Luftgeschwindigkeit von etwa 0.2 ms^{-1} hohen dynamischen Änderungen entgegen, die im Rahmen der durchgeführten Versuchstypen allerdings auch nicht notwendig waren (siehe Kap.3). Die Regulation eines stationären Zustandes ist mit einer Genauigkeit von $\pm 1^\circ\text{C}$ bzw. $\pm 2\%$ rel. Feuchte möglich und damit ausreichend.

Sämtliche für die Regelung der Soletemperatur benötigten Aggregate (Kompressor, Pumpen, Ventile etc.) standen in einem abgeschlossenen Seitenraum. Luftheizung, Kondensatabscheider, Befeuchtungswanne sowie die Ventilatoren befanden sich hinter einer der Klimakammerwände. Von dort strömte die Luft durch eine Lochdecke der Klimakammer in den eigentlichen Versuchsraum. Die erforderlichen meßtechnischen Geräte waren in einem Vorraum der Klimakammer aufgebaut.

Die Versuchspersonen lagen bei allen Experimenten auf einer aus Seilen gespannten und damit luftdurchlässigen Liege. Je nach Versuchstyp befanden sich eine oder zwei Extremitäten in den dafür vorgesehenen Klimaboxen (siehe 2.2), außerdem kam bei einigen Versuchstypen ein Ergometer (siehe 2.3) zum Einsatz.

Alle elektrischen Einrichtungen erfüllten nach einem aufwendigen Umbau die Anforderungen für medizinisch genutzte Räume nach VDE 0107 bzw. DIN 57107.

So war unter anderem ein erdfreier Betrieb aller mit der Versuchsperson in Kontakt stehenden Geräte vorgesehen, deren permanente Überwachung ein Isolationswächter übernahm. Hohe Innenwiderstände sicherten alle Meßfühler gegen Fehlerströme ab, die außerdem durch entsprechende FI-Schutzschaltungen zu einem Abwurf des Versorgungsnetzes geführt hätten. Der Gesamtschaltplan ist in Bild 2.1.2 zu sehen.

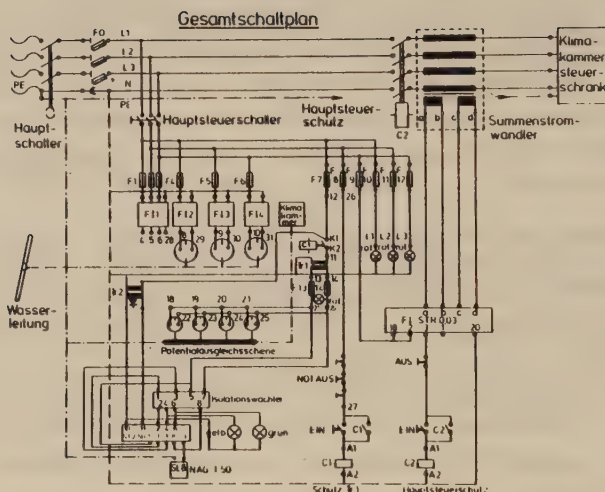


Bild 2.1.2: Gesamtschaltplan Klimakammersteuerung und Sicherheitsinstallation nach VDE 0107 und DIN 57107.

2.2 Klimaboxen

Je nach Anforderungen des Versuchstypes standen zwei Klimaboxen mit den Innenmaßen 106*18*30 cm (L*B*H) in der Klimakammer, die eine unabhängige thermische Belastung der Extremitäten ermöglichten. Den schematische Aufbau der Klimaboxen zeigt Bild 2.2.1 in einem Längsschnitt.

Versuchstechnische Gründe (siehe Kap.3) verlangten von der Regelung der Klimaboxen ein gutes dynamisches Verhalten. Deshalb waren Heizung, Kühler und Gebläse in den Klimaboxen integriert. Eine relativ hohe Luftgeschwindigkeit, die in der leeren Box Werte von etwa 1ms^{-1} erreichte, ermöglichte kleine Totzeiten. Befand sich z.B. ein Bein in der Klimabox, stieg aufgrund des kleineren freien Querschnittes die Luftgeschwindigkeit im Bereich des Oberschenkels bis auf etwa 2ms^{-1} an (gemessen mit Höntzsch mini ASD-G Flowmeter).

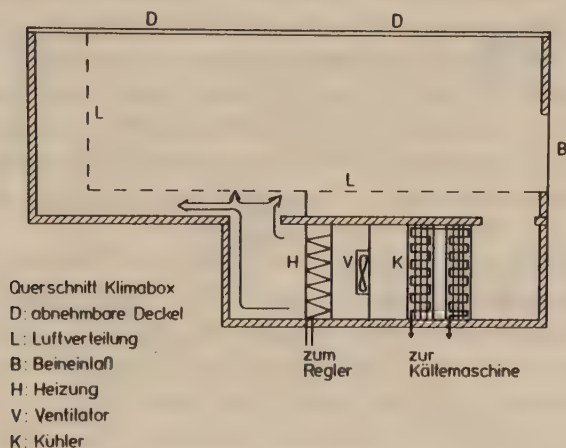


Bild 2.2.1: Längsschnitt durch eine Klimabox zur separaten Belastung der Extremitäten.

In den Klimaboxen konnten Lufttemperaturen zwischen 0 und 50°C gewählt werden. Aufgrund der guten Isolation der Boxen sowie der hohen Strömungsgeschwindigkeit der Luft schwankte die Lufttemperatur innerhalb der Box nur etwa $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ um den Sollwert. Ein spezieller Regler für die Luftfeuchte in den Klimaboxen existierte nicht, allerdings ermöglichten Veränderungen der Kühltartemperatur eine geringe Einflußnahme auf die Luftfeuchte. Eine leistungsfähige Kältemaschine außerhalb der Klimakammer versorgte die Kühler mit einem Sole-Wasser-Gemisch.

Bild 2.2.2 zeigt ein Funktionsschema der Klimaboxregelung. Ein hochintegrierter Fühler (AD 590, Analog Devices) registrierte die Lufttemperatur im Lufteinlaß der Klimabox. Die geeignet verstärkten Temperatursignale übernahm ein Zweipunktregler. Dieser steuerte bei Abweichungen vom Sollwert über einen Nullpunktschalter (Valvo TCA 280 A) einen Triac an, der die in der Klimabox befindliche Heizung mit Strom versorgte. Der Nullpunktschalter verhinderte zuverlässig Schaltstörungen in den übrigen Meßgeräten.

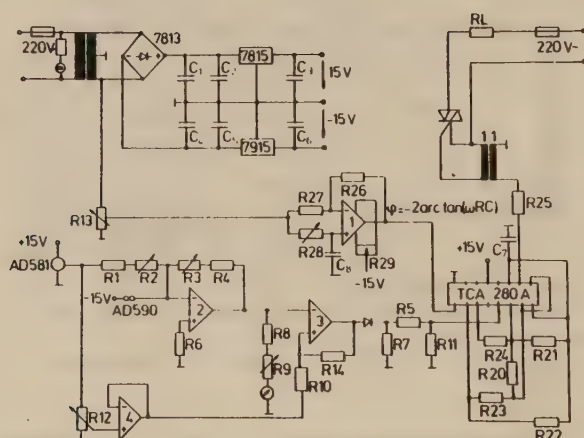


Bild 2.2.2: Schaltbild der Klimaboxregelung mit Nullpunktschalter sowie Phasenkorrekturglied.

Um die Klimaboxen möglichst universell einsetzen zu können, standen diese auf Rädern, so daß der Boxenstandort leicht zu verändern war. Voneinander unabhängige Höhenverstellungen an beiden Enden der Boxen ermöglichten eine problemlose Einstellbarkeit der Neigung, um so eine für die Versuchspersonen bequeme Position zu erzielen. Befand sich ein Arm in der Klimabox, unterstützte eine elastische Schlaufe zusätzlich die Handgelenke

der Versuchsperson. Die Beinabstützung übernahm im Bereich der Fersen je ein kleiner Styroporblock. Die Abstützungen verbesserten nicht nur die Bequemlichkeit der Versuchspersonen, sondern verringerten darüber hinaus noch die Kontaktflächen zwischen Haut und wärmeleitenden Materialien der Klimaboxen.

2.3 Ergometer

Das verwendete Ergometer ist eine Spezialentwicklung, die insbesondere einseitige Belastungen, d.h. eine Bedienung durch entweder ein Bein oder einen Arm, ermöglichen sollte. Dies setzt sowohl die Ermöglichung einer sehr variablen Positionierung als auch eine genügend geringe einstellbare Leistung voraus.

Die realisierte Regelung des Ergometers belastet unabhängig von der Drehzahl den Probanden immer mit einer konstanten Leistung.

Bild 2.3.1 zeigt die Aufsicht sowie die Seitenansicht der verwendeten Anordnung. Das Pedal sowie ein Gegengewicht zur Überwindung des Totpunktes beim Treten befinden sich an einem drehbar am Getriebegehäuse gelagerten Ausleger. Durch Verstellen des Auslegers in der Höhe und gleichzeitiges Verschieben der Pedale relativ zur Versuchspersonenliege war immer eine für den Probanden angenehme Position zu finden.

In Bild 2.3.2 ist ein Blockschaltbild der verwendeten Ergometer-Regelung zu sehen.

Für die vom Probanden abgegebene Leistung gilt:

$$P = M_d \cdot \omega \quad (2.3.1)$$

mit M_d : Drehmoment an den Pedalen

ω : Pedaldrehzahl ($\omega = 2\pi f$)

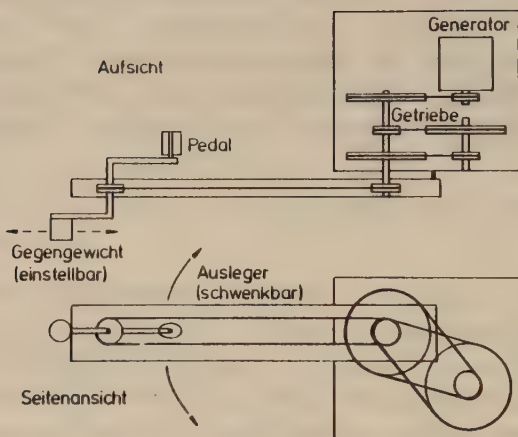


Bild 2.3.1: Mechanischer Aufbau des Ergometers.

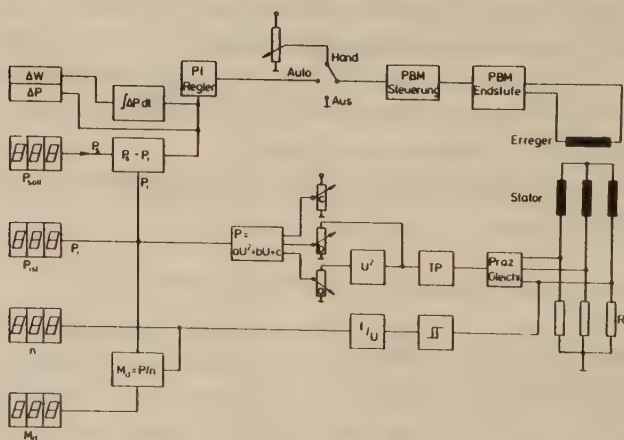


Bild 2.3.2: Blockschaltbild der Ergometerregelung

Das eingebaute Getriebe mit einem Übersetzungsverhältnis von 1:9 ändert diese Gleichung nicht, da das Drehmoment durch 9 dividiert und die Drehzahl mit 9 multipliziert wird. Zusätzlich berücksichtigt die eingestellte Leistung die im Getriebe entstandene Lager- und Riemenreibung:

$$P = M_d \cdot 2 \cdot \pi \cdot f = P_{el} + P_{reib} \quad (2.3.2)$$

Die elektrisch mit Hilfe eines Drehstromgenerators erzeugte Leistung P_{el} wird in drei konstanten elektrischen Lastwiderständen (R_L) in Wärme umgesetzt.

Für die elektrische Leistung gilt:

$$P_{el} = I \cdot U = U^2 / R_L \quad (2.3.4)$$

Die Gleichung erfaßt jedoch lediglich die durch die Drehung, nicht die durch Reibung erzeugte Leistung. Eine quadratische Regression aus den gemessenen Werten $U=f(P)$ ermöglicht die Erfassung der am Pedal abgegebenen Gesamtleistung:

$$P = a \cdot U^2 + b \cdot U + c \quad (2.3.5)$$

mit U : Spannung an den Lastwiderständen

a : Korrekturfaktor (prop. zu den Widerständen)

b : Gewichtungsfaktor für drehzahlabhängige Verluste

c : Drehzahlunabhängiger Reibungsterm

Zur Regelung der Leistungsabgabe erfolgt ein Vergleich der abgegebenen Leistung P_{ist} mit der geforderten Leistung P_{soll} . Änderungen des Generatorerregerstromes bewirken ein erhöhtes bzw. erniedrigtes Lastdrehmoment und sorgen so für den Abgleich von abgegebener und geforderter Leistung. Auf elektrischer Seite ruft dieser Abgleich ein verändertes Magnetfeld im Generator hervor, welches wiederum Änderungen der induzierten Spannung im

Ständer und damit einen veränderten Strom durch die Lastwiderstände verursacht. Die Stromsteuerung im Generator erfolgt über eine Pulsbreitenmodulation, um die Verluste im steuernden Transistor gering zu halten. Einzige Bedingung für die Regelung ist, daß die Pedale nicht stillstehen, da sonst ein unendlicher Erregerstrom erzeugt werden müßte. Bei Pedalstillstand schaltet sich ein Strombegrenzer ein, der Beschädigungen der elektrischen Anlage verhindert. Der Proband kann so jede beliebige Drehzahl treten, wobei sich das Drehmoment umgekehrt proportional zur Drehzahl einstellt. Ein Ziffernschalter übernimmt die Vorgabe der gewünschten Leistung P_{soll} . Am Steuergerät erscheinen Drehzahl, Drehmoment und Leistung. Diese Größen wurden vom Versuchsrechner abgegriffen und verarbeitet.

Die Kalibrierung des Ergometers erfolgte im Lehrstuhl für Ergonomie (Prof. T. Hettinger), Gesamthochschule - Universität Wuppertal.

2.4 Temperaturmessung

Cu/CuNi Thermoelemente registrierten alle in den Experimenten auftretenden Temperaturen. Dies hatte gegenüber anderen Meßfühlern wie z.B. dem PT100 den Vorteil, daß die äußere Form der Temperaturfühler weitgehend flexibel gestaltet werden konnte. Weiterhin lag, wenn alle Fühler aus Thermodraht der gleichen Charge erstellt wurden, ein Sortiment vor, das einen Meßfühleraustausch ohne neue Eichprozeduren ermöglichte.

Allerdings erfordern die Nichtlinearität und die geringe Empfindlichkeit der Thermoelemente besonderen Aufwand im Hinblick auf die verwendeten Meßverstärker und die Linearisierung.

Da Thermoelemente vom Prinzip her nur Temperaturdifferenzen messen können (siehe Bild 2.4.1), mußten bei der Messung die Temperatur des Kompensationselementes sowie die Nichtlinearitäten berücksichtigt werden (siehe 2.4.4).

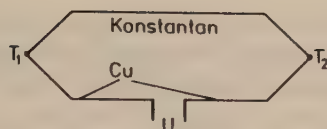


Bild 2.4.1: Prinzipieller Aufbau von Thermoelementen

$$U = K (T_1 - T_2)$$

2.4.1 Meßorte; mittlere Hauttemperatur

Die folgende Tabelle gibt die in den Experimenten an den Versuchspersonen registrierten Temperaturen sowie die Gewichtungsfaktoren der Hauttemperaturen für die mittlere Hauttemperatur wieder:

Kerntemperaturen: 1. Rektum
2. Ösophagus
3. Gehörgang

Hauttemperaturen	1. Stirn (frontal),	0.07
	2. Brust (musc. pect. maj.),	0.175
	3. Bauch (paraumbilical links),	0.175
	4. Li. Oberarm (lateral),	0.035
	5. Li. Unterarm (volar),	0.035
	6. Li. Hand (dorsal),	0.025
	7. Re. Oberarm (lateral),	0.035
	8. Re. Unterarm (volar),	0.035
	9. Re. Hand (dorsal),	0.025
	10. Li. Oberschenkel (ventral),	0.095
	11. Li. Wade (medial),	0.065
	12. Li. Fuß (dorsal),	0.035
	13. Re. Oberschenkel (ventral),	0.095
	14. Re. Wade (medial),	0.065
	15. Re. Fuß (dorsal),	0.035

Die Gewichtungsfaktoren für die einzelnen Hautareale wurden in Anlehnung an Hardy, Dubois (1938b) ermittelt. Die genaue Position der Hauttemperaturfühler ist in Bild 2.4.1.1 zu erkennen. Das Rektalelement wurde 7cm eingeführt. Der Meßort für die Oesophagustemperatur befand sich etwa 40cm hinter der Mundöffnung. Die Ohrkanaltemperatur wurde 1cm vor dem Trommelfell gemessen.

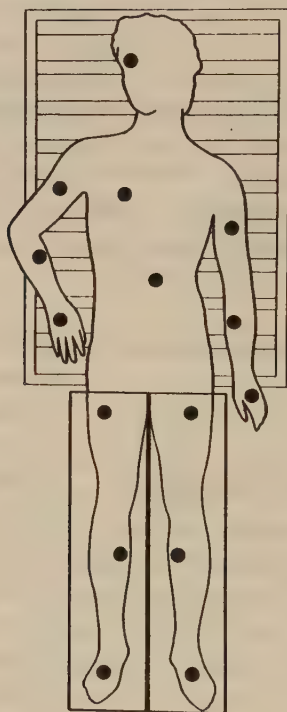


Bild 2.4.1.1: Positionierung der Hauttemperatursensoren

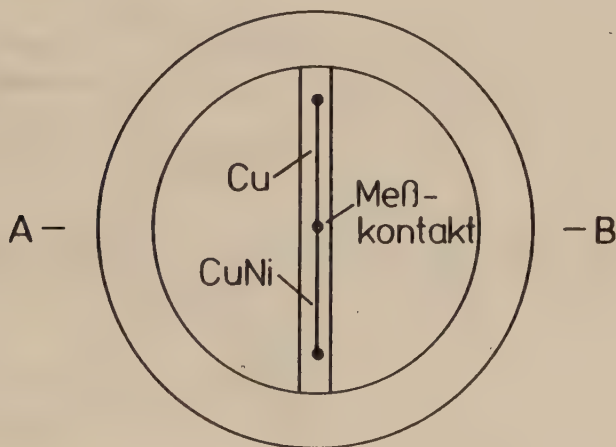
2.4.2 Haut- und Kerntemperaturfühler

Der mechanische Aufbau der Thermoelemente zur Messung der Hauttemperaturen gewährleistete neben einer guten Haftung bei mechanischer Beanspruchung (Arbeitsversuche) auch beim Auftreten von Schweiß einen konstanten und festen Sitz. Diese in Bild

2.4.2.1 gezeigte Konstruktion hat darüber hinaus den Vorteil, daß die Meßfühler selbst die Hauttemperatur nicht beeinflussen, da sie die Haut nur in Form einer kleinen, in einem schmalen Steg angebrachten Spitze berühren.

Bei Bedarf wurden die an den Kunststoffringen befestigten Kleberringe noch zusätzlich mit wasserfestem Pflaster verstärkt. Die Messung der Kerntemperaturen übernahmen industriell für den Klinikbedarf gefertigte Thermoelemente (OSG A ,R1,E12, Ellab, Dänemark), da hier unter anderem auch die Möglichkeit der Sterilisation nach bzw. vor dem Gebrauch eine wichtige Rolle spielte.

Aufsicht



Schnitt A-B

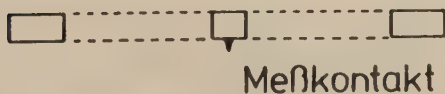


Bild 2.4.2.1: Mechanischer Aufbau der Hauttemperatursensoren (Außendurchmesser ca. 2cm).

2.4.3 Temperaturmeßverstärker

Zur Verstärkung der gemessenen Temperatursignale dienen hochsensible Thermoverstärker, die schon an anderer Stelle ausführlich beschrieben wurden (Graener, 1984), so daß sich eine Erläuterung im Detail an dieser Stelle erübrigt. Es soll jedoch darauf hingewiesen werden, daß sich die verwendeten Thermoverstärker durch eine hohe Meßauflösung ($1/100\text{ }^{\circ}\text{C}$), eine geringe Eingangsspannungsdrift, eine hohe Konstanz der Kaltlötstellenkompensation sowie eine hohe Gleichaktunterdrückung im Eingang auszeichnen. In Bild 2.4.3.1 ist ein Blockschaltbild der verwendeten Thermoverstärker dargestellt.

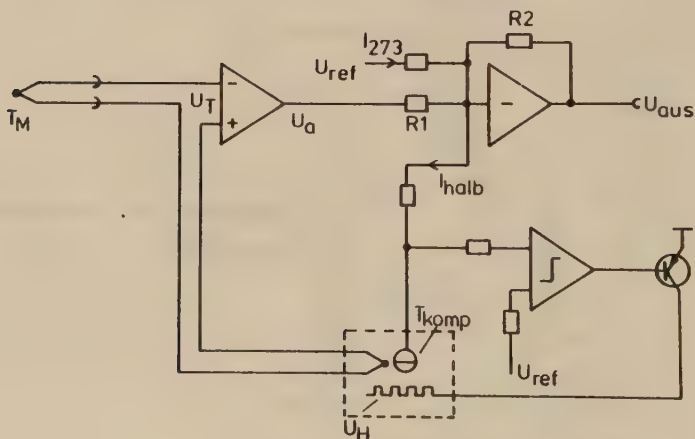


Bild 2.4.3.1: Blockschaltbild der Thermoverstärker.

2.4.4 Linearisierung der Thermoelemente

Die Linearisierung der Thermoelementspannung führte der Rechner auf Software-Ebene mit einem Polynom zweiter Ordnung durch:

$$T = C_1 + (C_2 \cdot U_{\text{aus}} + C_3)^{0.5} \quad (2.4.4.1)$$

mit $C_1 = -466.198502 \text{ } ^\circ\text{C}$

$C_2 = 982.711625 \text{ } ^\circ\text{C}^2/\text{V}$

$C_3 = 217331.391 \text{ } ^\circ\text{C}^2$

Der verwendete Thermodraht entsprach der ANSI-Spezifikation "T".

2.4.5 Sonstige Meßorte

Neben den in 2.4.1 gemessenen physiologisch relevanten Temperaturen erfolgte an weiteren Stellen eine Temperaturmessung, die sowohl für die Bestimmung der thermischen Belastung der Probanden als auch zu Kompensations- und Linearisierungszwecken erforderlich waren:

1. Klimakammer
2. Klimabox 1
3. Klimabox 2
4. Gasturbine (siehe auch 2.9)
5. Gaskühler (siehe auch 2.9)

Der Aufbau der genannten Thermofühler war mit denen in 2.4.2 genannten identisch, lediglich der Stützkörper aus Plexiglas entfiel.

2.5 Evaporimeter

2.5.1 Nilsson - Evaporimeter

Die Messung der Schweißproduktion auf der Brust übernahm ein industriell gefertigtes und bereits werksseitig geeichtes Evaporimeter (EP1, Servomed, Schweden). Dies Gerät bestimmt aus den Temperatur- und Feuchtegradienten über der Haut in einem begrenzten Hautbereich nach dem Fick'schen Diffusionsgesetz die verdunstete Wassermenge. Das Messprinzip ermöglicht eine

Anwendung nur bei sehr geringen Luftgeschwindigkeiten, da Verwirbelungen im Meßröhrchen zu Meßfehlern führen. Die folgende Gleichung beschreibt die Berechnung der verdunsteten Wassermenge aus den gemessenen Gradienten in Temperatur und Feuchte (siehe auch Nilsson, 1977):

$$1/A * dm/dt = - D * d\varphi/dx \quad (2.5.1.1)$$

mit A : betrachtete Fläche [m²]

m : verdunstete Wassermenge

t : Zeit [h]

D : Diffusionskonstante 0.0877 [gm⁻¹h⁻¹mmHg⁻¹]

φ : Wasserdampfpartialdruck der Luft [mmHg]

x : Abstand zur Oberfläche

2.5.2 Kapselevaporimeter

Da für die Messung der Schweißproduktion in den Klimaboxen sowie bei Arbeitsbelastung das in 2.5.1 beschriebene Verfahren aufgrund

Unterseite Meßkapsel

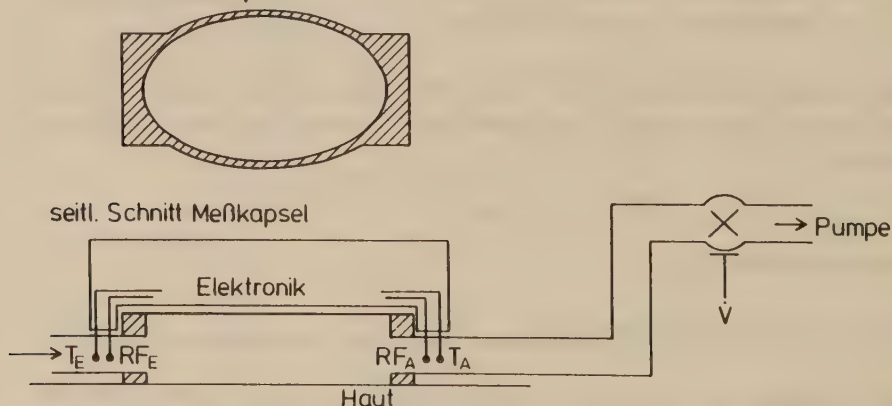


Bild 2.5.2.1: Meßkopf Kapselevaporimeter

R_FE,A : Feuchtesensoren

T_E,A : Temperatursensoren

Index "E,A" : Ein- bzw. Ausgang der Kapsel

zu hoher Luftbewegungen nicht zur Verfügung stand, wurde hier ein speziell entwickelter Kapselmeßkopf benutzt, dessen Anwendung die Messung der verdunsteten Wassermenge unabhängig von der Luftgeschwindigkeit ermöglicht.

Eine Pumpe saugt durch den Meßkopf, der im Bild 2.5.2.1 gezeigt ist, einen definierten Luftstrom von 2L/min.. Spezielle Meßfühler registrieren Lufttemperaturen und -feuchten im Ein- und Ausgang der Kapsel. Ein im Schweißmeßgerät eingebauter Mikrorechner berechnet nach dem folgenden Verfahren die verdunstete Wassermenge:

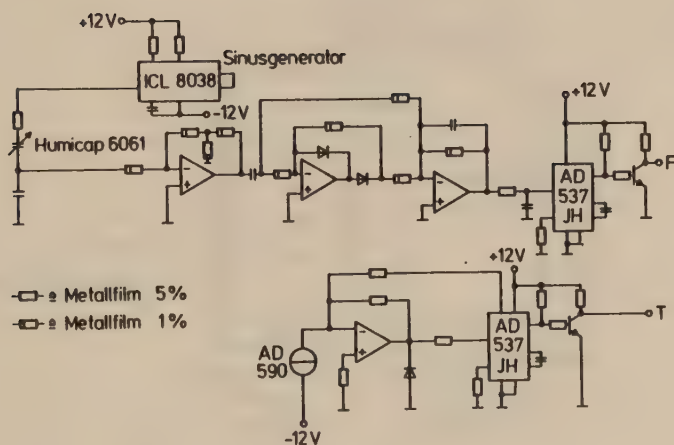


Bild 2.5.2.2: Bestückungsplan des Evaporimetermeßkopfes.

$$m = V(R_{\text{aus}} - R_{\text{ein}})/A$$

(2.5.2.1)

mit m : verdunstete Wassermenge

V : Volumen des Luftstromes

R : Wasserdampfdichte der Luft

A : Oberfläche

Index "aus (ein)" : Daten gemessen im Ausgang
(Eingang) der Kapsel

Zwei hochintegrierte Meßfühler, Typ AD 590 F (Analog Devices), erfassen die Lufttemperaturen. Die Messung der Luftfeuchte übernehmen zwei Fühler vom Typ Humicap 6061 (Driesen & Kern). Noch im Meßkopf wandeln vier Spannungs-Frequenz-Wandler (AD 537 JH, Analog Devices) die gemessenen Größen in Frequenzsignale um.

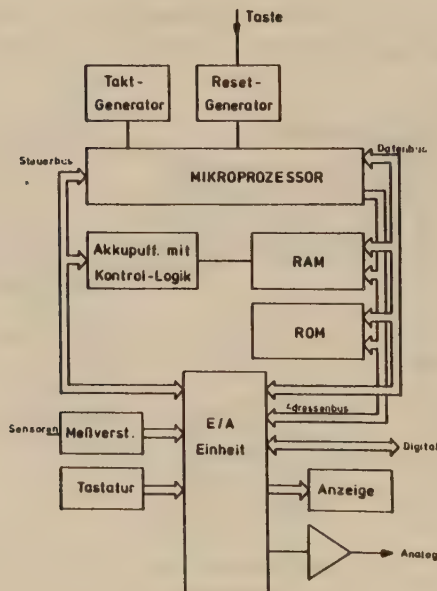


Bild 2.5.2.3: Blockschaltbild der Evaporimeterendstufe mit integriertem Mikrokontroller (Tutughamiarsa, 1982)

Die Verarbeitung, alle erforderlichen Eichungs- und Umrechnungsprozeduren sowie die Registrierung der Durchflußmenge (MKS Flowmeter, Typ 258) geschehen in einer mikroprozessor-gesteuerten Endstufe (Tutughamiarsa, 1982), die ein zur verdunsteten Wassermenge proportionales Spannungssignal an den Versuchsrechner leitet. Die Bilder 2.5.2.2 und 2.5.2.3 zeigen ein Blockschaltbild der Meßkopfelektronik sowie der Endstufe.

2.5.3 Meßorte

Bild 2.5.3.1 zeigt die Meßorte der verwendeten Schweißmeßgeräte. Das in 2.5.1 beschriebene Nilsson-Evaporimeter registrierte die Schweißrate auf der Brust, die Kapselevaporimeter die der Beine bzw. Arme.

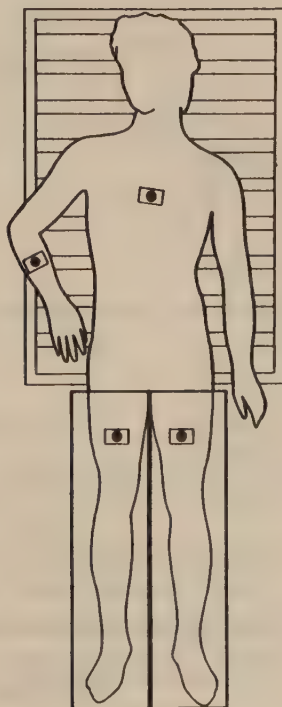
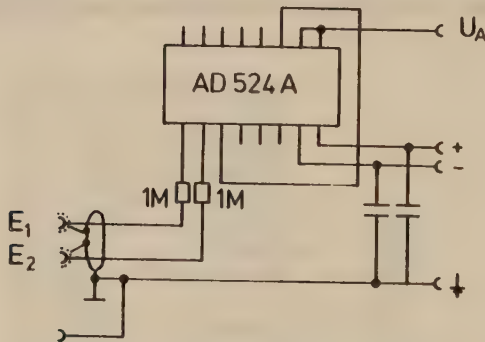


Bild 2.5.3.1: Meßorte der Schweißsensoren.

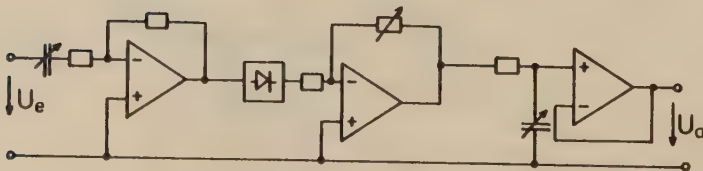
2.6 EMG-Messung

2.6.1 Meßprinzip

Die EMG-Ableitungen wurden mit Silber/Silberchlorid-Elektroden durchgeführt, die etwa 2mm Elektrodendurchmesser und einem Außendurchmesser von etwa 20mm hatten. Kleberringe sowie ein leitendes Gel sicherten einen guten Kontakt zur Haut. Eine speziell entwickelte Vorstufe verstärkte noch in der Klimakammer die gemessenen Ableitungen. Im weiteren Verarbeitungsweg passierten die Signale einen Hochpaßfilter und einen Verstärker und gelangten nach einer Integration über 10s in den Rechner. Bild 2.6.1.1 gibt die Schaltungen der verwendeten Vor- und Endverstärker wieder.



Schaltung Vorverstärker (EMG, ECG)



Schaltung Endstufe mit Filtern

Bild 2.6.1.1: Schaltbilder EMG Vor- und Endstufe.

2.6.2 Meßorte

Die Meßorte variierten je nach Anforderungen an den jeweiligen Versuchstyp. Ein Überblick ist im Bild 2.6.2.1 gegeben. Einzelne Meßpunkte entfielen je nach Art des Versuchs. Hinweise hierzu finden sich an den entsprechenden Textstellen in Kap.3.

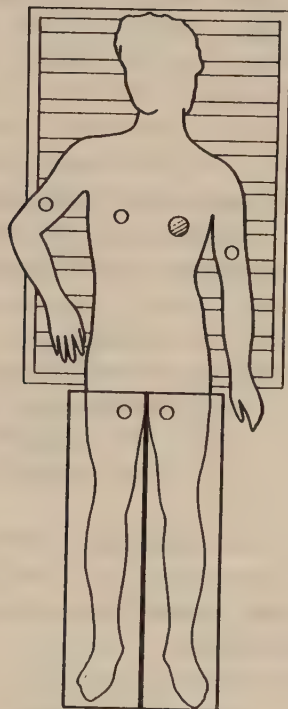


Bild 2.6.2.1: Meßorte
der EMG - und EKG - Elektroden.

2.7 Messung der Herzfrequenz

Die Ableitung der Herzfrequenz erfolgte unipolar an der Brustwand nach Wilson. Elektroden und Vorverstärker sind identisch mit den in Kap.2.6 beschriebenen. Die vorverstärkten Signale (R-Zacke) wurden in einem Triggerverstärker gezählt und als Spannungssignal dem Rechner zugeführt.

2.8 Messung der Luftfeuchte und des H₂O-Partialdruckes

Die Messung der Luftfeuchte wurde zurückgeführt auf die Messung von Kapazitäten. Hierzu dienen Feuchtesensoren der Firma Valvo, die ihre Kapazität proportional zur Luftfeuchtigkeit verändern. Die Basiskapazität beträgt bei den verwendeten Sensoren etwa 100pF, die Empfindlichkeit etwa 0.1 pF/%RF. Die Sensoren bilden einen Bestandteil einer Schmidt-Trigger-Schaltung und ändern mit ihren Kapazitäten das Taktverhältnis. Ein Gleichrichter erzeugt aus dem Taktverhältnis eine von der Luftfeuchte abhängige Spannung, die zum Rechner übertragen wurde.

Der Rechner bestimmte auf Software-Ebene aus den gemessenen relativen Luftfeuchten die für Umrechnungen in der Atemgasanalyse (siehe 2.9) benötigten Wasserdampfpartialdrücke. Da sich der ungesättigte Wasserdampf unter den gegebenen Versuchsbedingungen fast wie ein ideales Gas verhält, ließ sich der Wasserdampfpartialdruck wie folgt berechnen:

$$p = RF * p_s(T) \quad (2.8.1)$$

mit p = Wasserdampfpartialdruck

p_s = Sättigungspartialdruck

RF = relative Luftfeuchte

T = Lufttemperatur

Der Sättigungspartialdruck ist nur eine Funktion der Lufttemperatur. Er läßt sich aus einer Regression durch ein Polynom vierter Ordnung (Tabellen in Meyers Rechenduden, 1965) gut annähern:

$$p_s(T) = p_4 T^4 + p_3 T^3 + p_2 T^2 + p_1 T + p_0 \quad (2.8.2)$$

mit: $p_4 = 5.02976 \cdot 10^{-6} \text{ mbar/}^\circ\text{C}^4$

$p_3 = 7.20568 \cdot 10^{-5} \text{ mbar/}^\circ\text{C}^3$

$p_2 = 1.20949 \cdot 10^{-2} \text{ mbar/}^\circ\text{C}^2$

$p_1 = 0.348508 \text{ mbar/}^\circ\text{C}$

$p_0 = 4.39171 \text{ mbar}$

Setzt man Gleichung (2.8.2) in Gleichung (2.8.1) ein, so läßt sich die Messung des Wasserdampfpartialdruckes auf die Messung der relativen Luftfeuchte und der Lufttemperatur zurückführen, deren Registrierung an den entsprechenden Stellen Temperatur- und Feuchtesensoren übernehmen.

Verschiedene gesättigte Salzlösungen, über denen sich in einem geschlossenen Volumen nach dem Gesetz von Raoult (vgl. Christen, 1969, S. 166 ff) eine von der Temperatur und vom Salz abhängige Luftfeuchte einstellt, lieferten die Eichpunkte für die Sensoren.

2.9 Atemgasanalyse

Die Atemgasanalyse registrierte O_2 -Verbrauch und CO_2 -Ausstoß der Versuchspersonen, die zur Berechnung des Stoffwechsels bzw. der erzeugten Wärme (über das kalorische Wärmeäquivalent) dienten.

Die Atemmaske selbst bildete einen Bestandteil eines offenen Maskensystems, durch das eine Pumpe eine Luftmenge von 190 L/min. saugte. O_2 -Verbrauch und CO_2 -Ausstoß ergeben sich nach einigen weiter unten erläuterten Korrekturen aus dem Produkt von Konzentrationsdifferenzen und der Durchflußmenge.

2.9.1 Meßprinzip O_2 - und CO_2 - Analysator

Die Messung des Sauerstoffverbrauchs übernahm der Magnos 46 der Firma Hartmann & Braun. Dieses Gerät ist zur Messung der Sauerstoffdifferenz zwischen einem Meß- und einem Vergleichsgas konzipiert. Es nutzt die magnetische Suszeptibilität der Sauerstoffmoleküle aus.

Die Berechnung der Sauerstoffdifferenzen zwischen Meß- und Vergleichsgas entfiel, da sie der O_2 -Analysator meßprinzipbedingt schon selbst durchführt.

Der Sauerstoffverbrauch VB_{O_2} berechnet sich nach:

$$VB_{O_2} = (O_{2m} - O_{2v}) \cdot V_d \quad (2.9.1.1)$$

mit: O_{2m} = Sauerstoffkonzentration im Meßgas

O_{2v} = Sauerstoffkonzentration im Vergleichsgas

V_d = Luftdurchflußmenge der Atemmaske

Da eine Umrechnung des gemessenen Sauerstoffverbrauchs nur unter STPD-Bedingungen zulässig ist, mußte zunächst eine Korrektur des gemessenen Luftstromes auf diese Bedingungen erfolgen. Der mit dem gemessenen Luftstrom zu multiplizierende Korrekturfaktor K_v ergibt sich zu:

$$K_v = (p - \pi) (T_0 + 273 \text{ } ^\circ\text{C}) / p_0 (T + 273 \text{ } ^\circ\text{C}) \quad (2.9.1.2)$$

mit : p = Luftdruck

T = Temperatur

π = Wasserdampfpartialdruck

T_0 = Bezugstemperatur (0°C)

p_0 = Bezugsdruck (1003 mbar)

Die hinter dem verwendeten Meßgaskühler noch vorhandene geringe Restfeuchtigkeit im Meß- und Vergleichsgas berücksichtigte eine weitere Korrektur der Meßwerte:

$$VB_{O_2\text{dry}} = VB_{O_2} \cdot (p - \pi) / p \quad (2.9.1.3)$$

Weiterhin besteht eine Abhängigkeit der gemessenen Atemgasdaten von p/T^2 . Der Faktor p/T ist durch die Gültigkeit der allgemeinen Gasgesetze zu erklären, während die Temperaturabhängigkeit der magnetischen Suszeptibilität den Faktor $1/T$ bedingt. Die Eichroutinen sahen diese Abhängigkeiten auf Softwareebene vor, ebenso das Meßprogramm.

Ein Einkanalgerät der Firma Leyboldt-Heraeus (Binos 1) lieferte die Meßwerte aus der CO_2 -Analyse. Analog zum Sauerstoffverbrauch ergibt sich der CO_2 -Ausstoß zu:

$$V_{B_{CO_2}} = (CO_{2M} - CO_{2L}) \cdot V_d \quad (2.9.1.4)$$

mit: CO_{2M} = CO_2 -Konzentration im Meßgas

CO_{2L} = CO_2 -Konzentration in der Luft

V_d = Luftdurchflußmenge der Atemmaske

Für die Korrektur des Luftvolumenstromes gelten die bei der Messung des Sauerstoffverbrauchs angestellten Überlegungen. Die erforderlichen Eich- und Meßprozeduren verrechnen die im Meßgas verbleibende Restfeuchte sowie die Abhängigkeit des gemessenen CO_2 -Verbrauches von Druck und Temperatur der Luft (Allgemeine Gasgesetze).

2.9.2 Meßaufbau

In Bild 2.9.2.1 ist die Atemgasanalyse im Gesamtüberblick dargestellt. Ein Turbinendurchflußmesser der Firma Flow-Technology (USA) vom Typ FT-8-8N7.5-6B registrierte den Luftvolumenstrom durch die Atemmaske. Im interessierenden Durchflußbereich (150-190 l/min.) wurde die Nichtlinearität der von der Turbine abgegebenen Frequenz durch eine Regressionsgerade approximiert. Die zur Korrektur erforderlichen Werte für Luftdruck, Luftfeuchte und -temperatur erfaßten entsprechende Meßfühler direkt hinter der Turbine. An der gleichen Stelle befand sich eine Abzweigung für die Meßproben, die ebenso wie die Vergleichsprobe für den Sauerstoffanalysator durch einen Meßgaskühler, Typ BLK255 (Fa. Bühler), geleitet wurden. Dieser sorgte in beiden Gasströmen für gleiche Temperaturen und Feuchten.

Diese Maßnahme beschränkte die Messung der zur Korrektur erforderlichen Größen auf einen Kanal. Im Meßzweig zum Sauerstoffanalysator befanden sich hinter dem Kühler die Meßgaspumpen (WISA, Typ 110) sowie zwei Durchflußmanometer mit Regelventilen, die die Einstellung gleicher Gasströme im Meß- und Vergleichsgaszweig ermöglichten und anzeigten.

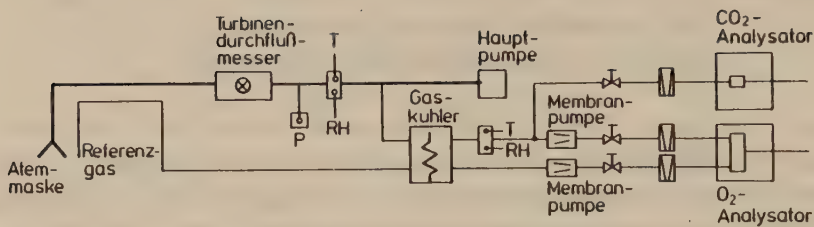


Bild 2.9.2.1: Schematische Darstellung der Atemgasanalyse.

Im Gasstrom zum Kohlendioxidanalysator war eine Meßgaspumpe nicht erforderlich, da das Gerät selbst eine integrierte Pumpe aufwies.

Auch hier überwachte ein Durchflußmanometer mit Regelventil den Gasdurchsatz durch den Analysator. Die Messung aller erforderlichen Temperaturen und Feuchten übernahmen Meßfühler, die vom Prinzip her mit den oben beschriebenen identisch waren. Zur Bestimmung des Luftdruckes war ein Halbleiterdrucksensor (National Semiconductor, LX 0503 A) vorgesehen.

2.9.3 Konstruktion der Atemmaske

Die Atemmaske mußte auf der einen Seite sicherstellen, daß keine ausgeatmete Luft aus der Maske entweichen konnte (dies wurde mit Hilfe eines Rauchers überprüft), auf der anderen Seite jedoch eine für die Probanden erträgliche Versuchssituation erzielen.

Die Maske (siehe Bild 2.9.3.1) bestand aus einer gepolsterten Unterschale und einem durchsichtigen Plexiglasdeckel, der nach oben in einem trichterförmigen Übergang in den Ansatz für den Luftschlauch zur Gasanalyse mündete. Die Luftzuführung erfolgte

über eine runde Öffnung, die relativ eng um den Hals der Versuchsperson (etwa 1-2cm Zwischenraum) angeordnet war.

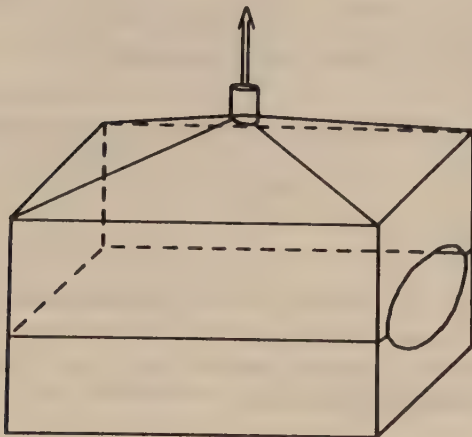


Bild 2.9.3.1: Konstruktionszeichnung der Atemmaske.

Der hohe Luftdurchsatz verhinderte ein Beschlagen der Maskeninnenseiten auch bei niedrigen Kammertemperaturen.

2.9.4 Eichverfahren

Der Versuchsrechner unterstützte das Eichverfahren für die Gasanalysatoren. Der Versuchsleiter mußte lediglich die geeigneten Gasgemische anschließen und die entsprechenden Konzentrationen in das Rechnerprogramm eingeben. Das Programm berechnete automatisch die Nullpunkte und Verstärkungen der Analysatoren und korrigierte diese auf die von den Eichgasen vorgegebenen Werte. Auf diese Weise entfiel eine tägliche Nachstellung der Analysatoren.

Folgende Eichgase wurden benutzt:

CO₂-Analysator: 100% N₂ (Nullpunkt)
1.2% CO₂, 98.8% N₂ (Eichpunkt)

O₂-Analysator: 100% N₂ (Nullpunkt)
19.5% O₂, 80.5% N₂ (Eichpunkt)

Ein hochgenaues Referenzgas diente zur Gegeneichung der technischen Gase.

2.9.5 Meßgenauigkeit

Der Gesamtfehler der O₂- und CO₂- Verbrauchsmessungen betrug etwa 5 Watt, wobei diese Größe nicht durch die verwendeten Analysatoren, sondern durch Fehler bei der Bestimmung der Korrekturgrößen gekennzeichnet war.

2.10 Rechnergestützte Versuchsdatenerfassung und Auswertung

2.10.1 Meßprogramm zur Versuchssteuerung

Ein Digitalrechner verarbeitete alle im Versuch anfallenden Daten, übernahm ihre Umrechnung sowie sämtliche Eich- und Korrekturrechnungen. Ebenso erledigte der Rechner das Abspeichern der Daten in einem Massenspeicher (Cassette) on-line. Das Grundkonzept wurde von Graener (1977) beschrieben. Ein 6502-Mikroprozessor, der mit einer neuen, mechanisch belastbaren Buskonzeption versehen wurde, bildete das Kernstück des Rechners. Ein Blockschaltbild der verwendeten Anlage zeigt Bild 2.10.1.1. Ein Steuerprogramm kontrollierte den gesamten Versuchsablauf einschließlich aller notwendigen Eichprozeduren. Ebenso erkannte und meldete das Steuerprogramm automatisch Bedienungsfehler. Ein Kassettenlaufwerk speicherte die anfallenden Meßgrößen im

Datum 14.1.85			Zeit 0 : 0 : 12		
Stirntap= 35.37	Grad	L0bartp= 33.5	Grad	R0bartp= 33.81	Grad
Brusttap= 34.62	Grad	LUnartp= 33.59	Grad	RUnartp= 34.17	Grad
Bauchtap= 33.73	Grad	L.Handtp= 34.91	Grad	R.Handtp= 34.18	Grad
mittl.Ht= 33.29	Grad	mittl.l.A= 33.75	Grad	mitt.r.A= 34.02	Grad
-----= 999.9	Grad	L0bschtp= 33.07	Grad	R0bschtp= 31.91	Grad
Oesophtp= 36.47	Grad	LWadentp= 31	Grad	RWadentp= 30.6	Grad
Rektaltap= 36.28	Grad	L.Fusstp= 32.25	Grad	R.Fusstp= 31.37	Grad
mittl.Kt= 39.6	Grad	mittl.l.B= 32.23	Grad	mitt.r.B= 31.37	Grad
O2-Verbr= 98.59	Watt	CO2-Auss= 94.64	Watt	Herzfzq= 63.28	bpm
EVA Brust= 21.75	Watt	-----= 999.9	Watt	-----= 999.9	Watt
-----= 999.9	%	-----= 999.9	%	-----= 999.9	%
		-----= 999.9	%	-----= 999.9	%
Kammertp= 28.47	Grad	l.Boxtap= 28.29	Grad	r.Boxtap= 28.39	Grad
Kammerft= 41.48	%	l.Boxfht= 72.66	%	r.Boxfht= 36.42	%
Luftdrck= 1011	mbar	Q-links=-72.06	W/m2	Q-rechts=-51.25	W/m2
PdTurb= 8.46	mbar	PdKuehl1= 4.92	mbar	PdKuehl2= .07	mbar
AtemgtpI= 28.49	Grad	AtemgtpK= 18.24	Grad	VrggstpK=-.41	Grad
AtemgftI= 46.73	%	AtemgftK= 31.29	%	FtrvggstK=-1.52	%

Bild 2.10.1.2: Beispiel einer Meßwertanzeige

2.10.3 Berechnung übertragener Wärmemengen

Die Berechnung der zu- bzw. abgeführten Wärmemengen an Arm und Bein führte ein Mikroprozessor on-line aus. Die insgesamt übertragene Wärmemenge Q_{total} besteht aus vier Komponenten: Strahlungs-, Konvektions-, Konduktions- und evaporativer Komponente.

$$Q_{\text{total}} = Q_{\text{Rad}} + Q_{\text{Conv}} + Q_{\text{Cond}} - Q_{\text{Evap}} \quad (2.10.3.1)$$

Der konduktive Anteil Q_{Cond} konnte aufgrund einer sehr geringen Kontaktfläche zwischen Box und Extremität vernachlässigt werden.

Die folgenden Formeln geben die Berechnung der Einzelkomponenten wieder:

Strahlungswärme

Der menschliche Körper verhält sich hinsichtlich der durch Strahlung aufgenommenen bzw. abgegebenen Wärme fast wie ein schwarzer Körper. Im Hinblick auf die wirksame Strahlungsoberfläche spielt die Körperhaltung eine wichtige Rolle. Hierzu sind in der Literatur unterschiedliche Angaben zu finden, die zwischen 78% (Hardy,Dubois,1938) und 84% (Colin et al.,1966) der Gesamtoberfläche schwanken. Da in der vorliegenden Arbeit lediglich relative Unterschiede (z.B. zwischen den beiden Beinen) eine Rolle spielten, konnte aufgrund gleicher Versuchsanordnung rechts- und linksseitig auf eine direkte Berechnung oder Messung der Oberfläche verzichtet werden.

$$\dot{Q}_{\text{Rad}} = K_{\text{Rad}} \cdot A_{\text{Rad}} \cdot e_{\text{Rad}} \cdot (T_{\text{Rad}} - T_{\text{sk}}) \text{ [W]} \quad (2.10.3.2)$$

mit K_{Rad} : Strahlungskoeffizient ($8.14 \text{ W/m}^2\text{°C}$, Ruch and Patton, 1965)

A_{Rad} : effektive Körperfläche ($A_{\text{Rad}} = A_{\text{leg}}$)

e_{Rad} : Emissivität ($e_{\text{Rad}}=0.9$)

T_{sk} : Hauttemperatur

T_{Rad} : Wandtemperatur ($= T_{\text{Luft}}$)

Konvektion

Aufgrund der hohen Luftgeschwindigkeit " v " ($> 0.2\text{m/s}$) in den Klimaboxen waren bei der Berechnung der konvektiven Wärmeabgabe die Bedingungen für erzwungene Konvektion relevant. Ein ausführlicher Überblick über die entsprechenden Arbeiten ist in Cooney (1976) enthalten. Die konvektiven Wärmekoeffizienten schwankten je nach Körperhaltung und Anströmrichtung zwischen $2.54 \cdot v^{0.72}$ (Tamari und Leonard,1972) und $10.4 \cdot v^{0.5}$ (Winslow et al.,1939).

$$Q_{\text{Conv}} = K_{\text{Conv}} \cdot A_{\text{Conv}} \cdot (T_{\text{Air}} - T_{\text{sk}}) \quad [\text{W}] \quad (2.10.3.3)$$

mit K_{Conv} : Wärmekoeffizient für erzwungene Konvektion ($K_{\text{Conv}} = 8.72 v^{0.67} \text{ W/m}^2\text{°C}$, Colin and Houdas, 1967)

A_{Conv} : effektive Körperfläche ($A_{\text{Conv}} = A_{\text{leg}}$)

v : Luftgeschwindigkeit [m/s]

Evaporative Wärme

Die berechnete evaporative Wärmeabgabe wurde exemplarisch für die betrachtete Extremität an einer Stelle (Oberschenkel, Unterarm) gemessen. Aufgrund der Windgeschwindigkeiten in den Klimaboxen verdunstete in allen Versuchen der produzierte Schweiß vollständig. Abtropfender Schweiß konnte nicht beobachtet werden, so daß die gesamte produzierte Schweißmenge zum Wärmeentzug beitrug. Obwohl die Verdunstungsenthalpie von Wasser eine Funktion der Temperatur ist, ging in der vorliegenden Arbeit ein konstanter Wert in die Berechnungen ein, der im Temperaturbereich zwischen 20 und 40°C einen vernachlässigbaren Fehler ($< 1\%$) hervorrief.

$$Q_{\text{Evap}} = \Delta h_v \cdot \text{SWR}^* \quad [\text{W/m}^2] \quad (2.10.3.4)$$

mit SWR^* : lokale Schweißrate [$\text{g/m}^2\text{h}$]

Δh_v : evaporative Enthalpie ($\Delta h_v = 2430 \text{ Ws/g}$)

Für die konvektive und die Strahlungskomponente wurde die Berechnung an drei Teilabschnitten des Beines durchgeführt:

Fuß : $A_F = 0.18 A_{\text{leg}}$, $v_F = 0.7 \text{ m/s}$, Index "F"

Unterschenkel: $A_C = 0.33 A_{\text{leg}}$, $v_C = 1.0 \text{ m/s}$, Index "C"

Oberschenkel : $A_T = 0.49 A_{\text{leg}}$, $v_T = 2.0 \text{ m/s}$, Index "T"

Hieraus resultierten drei Anteile der konvektiven und der Strahlungskomponente (die unterschiedlichen Windgeschwindigkeiten

ergeben sich aus den unterschiedlichen freien Querschnitten an Fuß, Unter- und Oberschenkel):

$$\begin{aligned}
 Q_{\text{Rad}} &= Q_{\text{RadF}} + Q_{\text{RadC}} + Q_{\text{RadT}} & (2.10.3.5) \\
 &= 8.14 \cdot A_F \cdot 0.9 (T_{\text{Air}} - T_F) \\
 &+ 8.14 \cdot A_C \cdot 0.9 (T_{\text{Air}} - T_C) \\
 &+ 8.14 \cdot A_T \cdot 0.9 (T_{\text{Air}} - T_T)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Q_{\text{Conv}} &= Q_{\text{ConvF}} + Q_{\text{ConvC}} + Q_{\text{ConvT}} & (2.10.3.6) \\
 &= 8.72 \cdot A_F \cdot v_F^{0.67} (T_{\text{Air}} - T_F) \\
 &+ 8.72 \cdot A_C \cdot v_C^{0.67} (T_{\text{Air}} - T_C) \\
 &+ 8.72 \cdot A_T \cdot v_T^{0.67} (T_{\text{Air}} - T_T)
 \end{aligned}$$

Insgesamt erhält man durch Einsetzen die Gleichung:

$$Q/A_{\text{leg}} = 2.55(T_{\text{Air}} - T_F) + 5.29(T_{\text{Air}} - T_C) + 10.38(T_{\text{Air}} - T_T) - 0.675 \cdot \text{SWR} \quad (2.10.3.7a)$$

Analog erfolgte die Berechnung der Wärmemengen an drei Teilabschnitten des Armes:

Hand	:	$A_H = 0.151 A_{\text{arm}}$, $v_H = 1.0$ m/s, Index "H"
Unterarm	:	$A_U = 0.424 A_{\text{arm}}$, $v_U = 1.0$ m/s, Index "U"
Oberarm	:	$A_O = 0.424 A_{\text{arm}}$, $v_O = 1.0$ m/s, Index "O"

Durch Einsetzen der Werte erhält man folgende Gleichung:

$$Q/A_{\text{arm}} = 2.46(T_{\text{Air}} - T_H) + 6.795(T_{\text{Air}} - T_U) + 6.795(T_{\text{Air}} - T_O) - 0.675 \cdot \text{SWR} \quad (2.10.3.7.b)$$

Für vergleichende Messungen an Arm und Bein wurde angenommen:

$$A_{\text{leg}} = 2 A_{\text{arm}}$$

Bei der Berechnung der übertragenen evaporativen Wärmemengen wurde sowohl für die Beine als auch für die Arme jeweils ein am Oberschenkel bzw. am Unterarm gemessener Wert eingesetzt. Dieser Wert kann naturgemäß nicht lokale Schwankungen der Schweißrate an unterschiedlichen Orten der Extremitäten berücksichtigen. Vergleichende Messungen anderer Autoren (Werner und Reents, 1980) zeigen jedoch, daß vorhandene lokale Differenzen in der Größenordnung von $\pm 5 \text{ W/m}^2$ liegen, was unter Berücksichtigung der Flächenanteile einen maximalen Fehler von $\pm 2,55 \text{ W/m}^2$ (Bein) bzw. $\pm 2,875 \text{ W/m}^2$ (Arm) hervorruft. Diese genannten Fehler treten zudem nur dann in der genannten Höhe auf, wenn alle lokalen Schweißraten einer Extremität gleichzeitig höher oder niedriger liegen, als die registrierten Werte, so daß insgesamt die durch die Messung entstandene Fehlerquote zu vernachlässigen ist.

2.10.4 Berechnung durch Arbeit erzeugter Wärmemengen

Die thermische Kompensation der durch Arbeit erzeugten Wärmemenge (siehe 3.3) erforderte eine Kalkulation dieser Wärmemenge. Sie ergab sich aus der gemessenen erhöhten Wärmeproduktion und der eingestellten Ergometerleistung:

$$Q_A = \Delta M_A - W_{\text{Erg}} \text{ [W]} \quad (2.10.4.1)$$

mit W_{Erg} : eingestellte Ergometerleistung

ΔM_A : Zunahme der Wärmeproduktion durch Arbeit

Der Muskelwirkungsgrad berechnet sich zu:

$$\eta = W_{\text{Erg}} / \Delta M_A \quad (2.10.4.2)$$

2.11 Versuchspersonen

Als Versuchspersonen standen normalgewichtige, männliche Studenten zur Verfügung. Eine allgemeine Herz-Kreislaufuntersuchung, die der Tauglichkeitsüberprüfung diente, ging den Experimenten voraus. Alle Personen konnten ohne lokale Betäubung das Ösophaguselement schlucken. Da aus Zeitgründen nicht für alle Versuchsreihen dieselben Versuchspersonen zur Verfügung standen, ist in den Unterkapiteln zu Kap.3 jeweils eine Tabelle mit den Probanden aufgeführt.

2.12 Versuchsablauf und Rahmenbedingungen

Alle Versuche begannen um 8 Uhr morgens. Um reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, hatten die Versuchspersonen eine Reihe von Bedingungen zu erfüllen, die den Tag und den Morgen vor dem Versuch betrafen. So wurden z.B. Auflagen bezüglich Alkohol, Sport, Mahlzeiten und Schlaf gemacht, zu deren Überprüfung ein von den Versuchspersonen auszufüllender Fragebogen diente. Nach Messung ihres Gewichtes begaben sich die Probanden in die Klimakammer, wo sie bei 28°C etwa eine Stunde ruhig lagen. Diese Zeit wurde zum Anbringen der Meßfühler genutzt. Danach begann der eigentliche Versuch, der je nach Anforderung 2,5 - 3 Stunden dauerte. Nach Beendigung der Messungen und Entfernen der Meßelektroden wurden die Versuchspersonen erneut gewogen, um den Gesamtgewichtsverlust festzustellen. Hierbei wurde die Flüssigkeitsmenge, die die Probanden zum Schlucken des Ösophaguselementes benötigten, berücksichtigt. Jede Person hatte pro Woche maximal zwei Versuche zu absolvieren, die mindestens zwei Tage auseinanderliegen mußten.

3. Ergebnisse der Versuchsserien

Das folgende Kapitel beschreibt die durchgeführten Versuchstypen, die Zeitverläufe der wesentlichen Meßgrößen anhand von Einzelversuchen sowie statistische Auswertungen aller Versuchstypen .

3.1 Vorversuche

3.1.1 Vorversuche bei Kältebelastung (10°C) mit Wärmebelastung eines Beines (40°C)

In diesen Vorversuchen wurde untersucht, ob bei globaler Kaltbelastung die Möglichkeit besteht, durch lokale Erwärmung eines Beines eine lokale Schweißproduktion zu provozieren. Bei diesen Versuchen waren die zentralen Kerntemperaturen auf so geringem Niveau, daß Kälteabwehr in Form von Zittern auftrat.

Ein typischer Versuchsverlauf ist in Bild 3.1.1.1 dargestellt.

Während die Hauttemperaturen simultan zum Absinken der Klimakammertemperatur deutlich zurückgingen, zeigten die Kerntemperaturen, hier als Beispiel die Ösophagustemperatur, zunächst einen paradoxen Zeitverlauf, da mit sinkender Umgebungstemperatur ein Anstieg auftrat. Nach etwa einer halben Stunde begannen auch die Kerntemperaturen abzusinken, verbunden mit einem Einsatz von Kältezittern, das sich sowohl in den EMG-Aufzeichnungen als auch im Stoffwechsel deutlich äußerte. Das Kältezittern selbst kündigte sich zunächst mit einem erhöhten Muskeltonus an, um danach in deutlich sichtbare Zitterschübe überzugehen. Bei den vorgegebenen Temperaturbedingungen konnte keine der Versuchspersonen durch das Kältezittern ein weiteres Absinken der Kerntemperaturen verhindern. Deshalb begann nach etwa einer Stunde mit Rücksicht auf die Probanden die zweite Versuchsphase mit einer auf 40°C erwärmten Klimabox. Alle anderen Bedingungen blieben unverändert. Diese Erwärmung äußerte sich deutlich in ansteigenden Hauttemperaturen am rechten erwärmten

Bein. Auch die mittlere Hauttemperatur stieg folglich leicht an, während sich alle anderen Hauttemperaturen außerhalb der Klimabox nicht änderten.

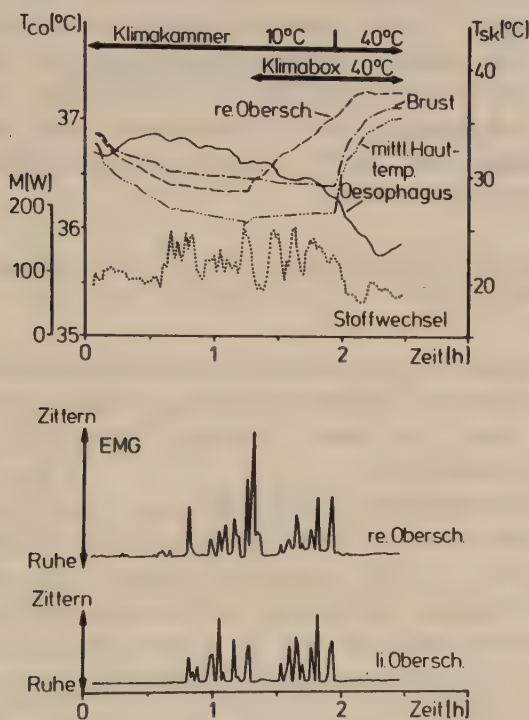


Bild 3.1.1.1: Typischer Versuchsverlauf: Globale Kaltbelastung mit Wärmebelastung eines Beines.

Obwohl die Hauttemperaturen am rechten Bein Werte erreichten, die in anderen Versuchstypen zur Schweißproduktion führten, trat bei diesem Versuchstyp keine lokale Schweißproduktion auf.

Ein weiteres Ergebnis liefert die Aufzeichnung der EMG-Verläufe an den Beinen: Obwohl an den Beinen sehr unterschiedliche lokale

Bedingungen herrschten (Lufttemperatur 10 bzw. 40°C) konnte bei der Ansteuerung der Muskeln zur Wärmeerzeugung keinerlei lokale Abhängigkeiten festgestellt werden: Auch an dem erwärmten Bein trat weiterhin unvermindertes Kältezittern auf.

Das Ende des eigentlich relevanten Versuchsteils war nach etwa zwei Stunden erreicht. Daran schloß sich eine Aufwärmphase der Versuchspersonen bei einer Klimakammertemperatur von etwa 40°C an, bis die Probanden die ursprüngliche Kerntemperatur wieder erreicht hatten. Den Beginn dieser Aufwärmphase zeigt der letzte Abschnitt des Bildes 3.1.1.1. Auch hier trat zu Beginn der paradoxe Kerntemperaturverlauf auf.

3.1.2 Vorversuche bei Wärmebelastung (40°C) mit Kältebelastung eines Beines (13°C).

In dieser Versuchsreihe wurde untersucht, ob durch lokal niedrige Temperaturen die lokale Schweißproduktion unterbunden werden kann - Versuche also, die eine inverse Zielsetzung zu den Versuchen in 3.1.1. aufweisen.

Bild 3.1.2.1 zeigt einen typischen Zeitverlauf. Nach Einstellung der Klimakammertemperatur auf 40°C erreichten alle gemessenen Hauttemperaturen ein in etwa gleiches Niveau. Simultan mit ansteigenden Kerntemperaturen setzte die Schweißproduktion ein. Obwohl die lokalen Schweißraten hohe Werte erreichten, konnte ein weiterer Anstieg der Kerntemperaturen innerhalb einer Stunde nicht aufgefangen werden.

Mit dem Einsatz der Klimaboxkühlung sanken auch die entsprechenden Hauttemperaturen deutlich ab, ebenso die lokale Schweißrate. Dennoch bewirkten die sehr niedrigen lokalen Hauttemperaturen kein Absinken der lokalen Schweißrate auf Ruhewerte, auch lokales Kältezittern konnte nicht registriert werden.

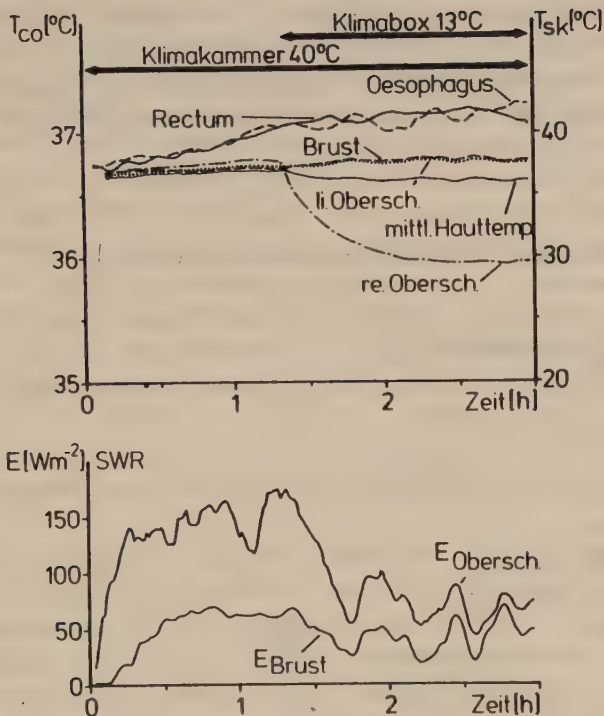


Bild 3.1.2.1:Typischer Versuchsverlauf: Globale Warmbelastung mit Kaltbelastung eines Beines. Oben: Temperaturen; Unten: Evaporative Wärmeabgabe.

Versuchspersonen: Name : Gewicht : Größe

HS	61 kg	170 cm
AU	73 kg	186 cm
SP	74 kg	180 cm

3.2 Ruheversuche

Alle weiteren Versuche zur Analyse der Regelung der lokalen Schweißproduktion fanden bei 36°C statt. Dies hatte den Vorteil, daß auf der einen Seite bei allen Versuchspersonen deutliche Schweißsekretion auftrat, auf der anderen Seite die Temperaturen nicht so hoch waren, daß sich kein stationärer Zustand mehr einstellte.

3.2.1 Kontrollversuche 36°C ohne zusätzliche Belastung

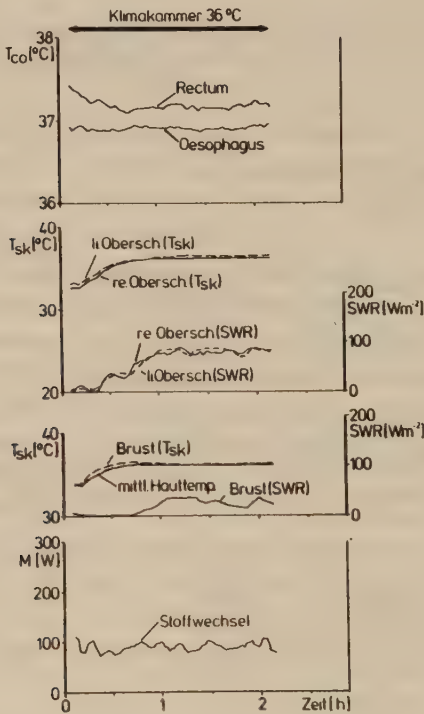


Bild 3.2.1.1: Typischer Zeitverlauf eines Ruheversuches bei 36°C ohne zusätzliche Extremitätenbelastung.

Die in diesem Abschnitt aufgeführten Versuche dienen als Vergleichsmaßstab für die in den folgenden Kapiteln dargestellten Experimente mit zusätzlichen Belastungen der Extremitäten.

Bild 3.2.1.1 zeigt einen typischen Zeitverlauf eines solchen Versuches: Mit Erwärmung der Klimakammer auf 36°C stiegen die Hauttemperaturen simultan an, und erreichten stationäre Werte nach etwa einer halben Stunde. Die Kerntemperaturen zeigten in einigen Fällen den schon oben erwähnten paradoxen Zeitverlauf, um danach ebenfalls anzusteigen. Die lokalen Schweißraten setzten zeitverzögert ein und nahmen nach etwa einer Stunde stationäre Werte an. Wie bei diesem Versuchstyp zu erwarten, waren die registrierten Schweißraten des rechten und linken Oberschenkels gleich. Dies spielt im Hinblick auf die in den folgenden Kapiteln noch zu behandelnden Versuche eine wichtige Rolle.

3.2.2 Versuche mit einseitiger Belastung eines Beines

Nach identischen Anfangsbedingungen mit 3.2.1 in den ersten 1.5 Stunden wurde die Temperatur der linken Klimabox von 36°C auf 28°C abgesenkt. Ein typischer Versuchsverlauf ist im Bild 3.2.2.1 dargestellt. Während die Kerntemperaturen sowie die Hauttemperaturen außerhalb der Klimabox unverändert blieben, war bei den Hauttemperaturen in der gekühlten Box ein deutlicher Rückgang zu verzeichnen. Als Folge davon nahm auch die mittlere Hauttemperatur ab. Die lokale Schweißrate am gekühlten Bein reduzierte sich mit Beginn der Boxkühlung deutlich. Am rechten Bein, dessen Umgebungstemperatur unverändert bei 36°C blieb, sowie auf der Brust konnten nur leichte Änderungen der Schweißraten festgestellt werden. Änderungen der Kerntemperaturen traten nicht auf.

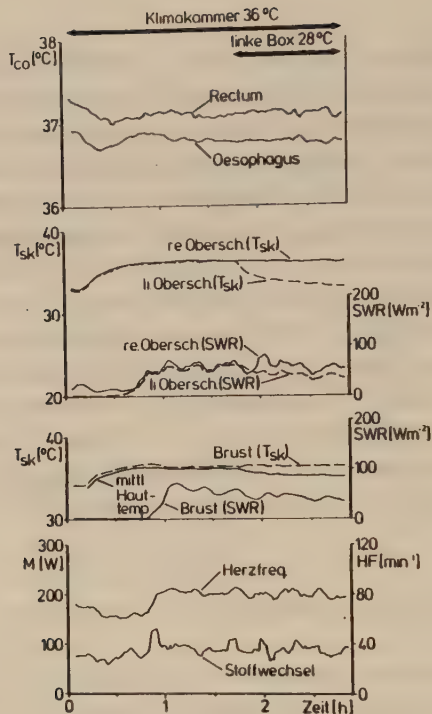


Bild 3.2.2.1: Ruheversuch bei 36°C und einseitiger Belastung eines Beines mit 28°C .

3.2.3 Versuche mit beidseitiger antisymmetrischer Belastung der Beine

Auch dieser Versuchstyp begann mit identischen Anfangsbedingungen bei 36°C . Nach 1.5 Stunden wurden die Temperaturen in den Klimaboxen antisymmetrisch um 8°C erhöht bzw. erniedrigt. Hieraus resultierte ein zusätzlicher Wärmezufuß zum rechten Bein von ca. $+30 \text{ Wm}^{-2}$ und ein zusätzlicher Wärmeabfluß vom linken Bein von ca.

- 30Wm^{-2} . Die Berechnung dieser Wärmemengen ist im Kapitel 2.10.3 bereits erläutert. Die Lufttemperaturen der Klimaboxen wurden im weiteren Versuchsverlauf entsprechend dem Verhalten der aus lokalen Hauttemperaturen und Schweißraten berechneten Wärmemengen nachgeregelt, um einen identischen Wärmezu- und -abfluß zu erreichen. Die in den Abbildungen 3.2.3.1 sichtbaren kleineren Schwankungen der Oberschenkeltemperaturen sind auf diese Nachregelungen zurückzuführen.

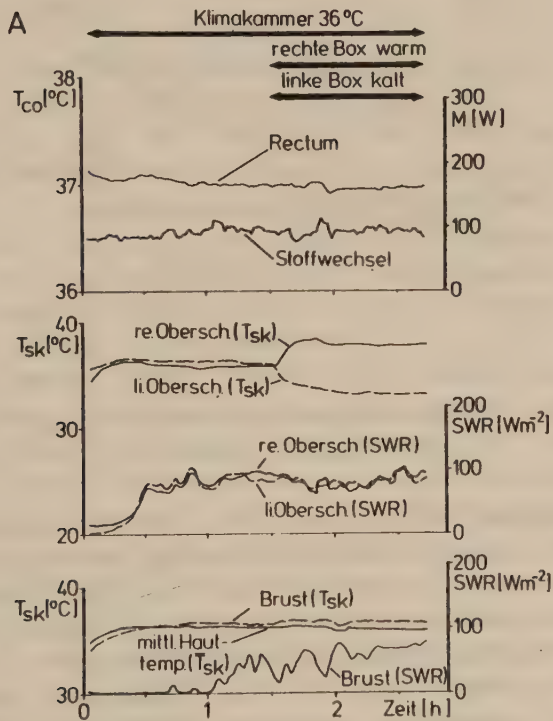


Bild 3.2.3.1 A: Ruheversuch bei 36°C mit antisymmetrischer Kalt- und Warmbelastung der Beine.

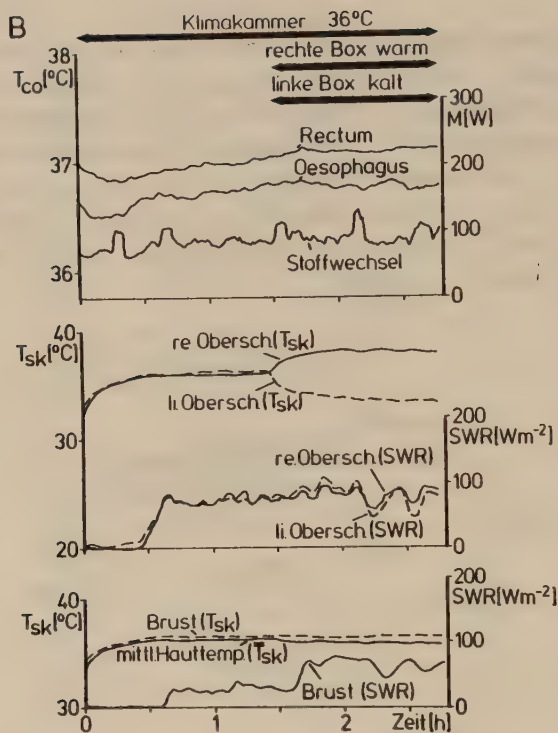


Bild 3.2.3.1.B : Ruheversuch bei 36°C mit antisymmetrischer Kalt-Warmbelastung der Beine

Insgesamt gesehen veränderte sich die thermische Gesamtbelastung der Probanden durch die antisymmetrische Belastung der Beine nicht. Im Bild 3.2.3.1A und 3.2.3.1.B sind zwei typische Zeitverläufe dieses Versuchstyps dargestellt. Während sich in der Anfangsphase keinerlei Unterschiede zu den bisher vorgestellten Versuchen ergaben, ist in der zweiten Versuchshälfte deutlich die Veränderung der Hauttemperaturen der Beine zu erkennen. So stieg die Oberschenkeltemperatur des rechten Beines infolge der Lufttemperaturerhöhung an. Am linken Bein dagegen

sank sie durch die Boxkühlung ab. Die entsprechenden Schweißraten der Oberschenkel zeigten keine Beeinflussungen durch die veränderten Temperaturen: Erstens blieb die Höhe der Schweißrate vor und nach Veränderung der Klimaboxtemperaturen unverändert, zweitens trat auch kein Unterschied zwischen den lokalen Schweißraten beider Beine auf, obwohl dort die Lufttemperaturen um etwa 16°C differierten.

3.2.4 Statistischer Vergleich der Versuche 3.2.1/3.2.2/3.2.3

Im Bild 3.2.4.1 ist ein Überblick über die statistischen Auswertungen der wichtigsten Meßgrößen aller Versuche aus 3.2.1, 3.2.2 und 3.2.3 dargestellt. Die Balken geben die gemessenen Differenzen der über 15 Minuten gemittelten Meßgrößen vor dem Umschalten der Klimaboxen (bzw. nach 1.5 Stunden) und am Ende des jeweiligen Versuchs wieder. Alle Abweichungen wurden mit dem Wilcoxon-Test auf Signifikanz überprüft.

Kontrollexperimente: Bei den Kontrollexperimenten ohne Veränderung der Klimaboxtemperaturen (schraffierte Balken) war bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0.05$ für keine der dargestellten Größen eine signifikante Änderung nachweisbar. Dies bestätigte die Annahme, daß nach etwa 1.5 Stunden ein stationärer Zustand der Versuchspersonen eingetreten war.

Einseitige Belastung: Für die Versuche mit einseitiger Beinbelastung bei 28°C (weiße Balken) zeigte sich deutlich der Einfluß der Abkühlung des linken Beines in der lokalen Hauttemperatur. Die Hauttemperaturen des rechten Bein blieben erwartungsgemäß unverändert. Aufgrund der Kühlung des linken Beines nahm auch die mittlere Hauttemperatur signifikant ab, während bei den Kerntemperaturen keine signifikante Änderung feststellbar war. Im mittleren Teil des Bildes ist die deutliche

Reduktion der lokalen Schweißraten erkennbar, die an beiden Beinen signifikant ($\alpha=0.004$) war. Ein Vergleich der lokalen Schweißraten beider Beine ergibt eine signifikant höhere Reduktion am linken Bein ($\alpha=0.004$).

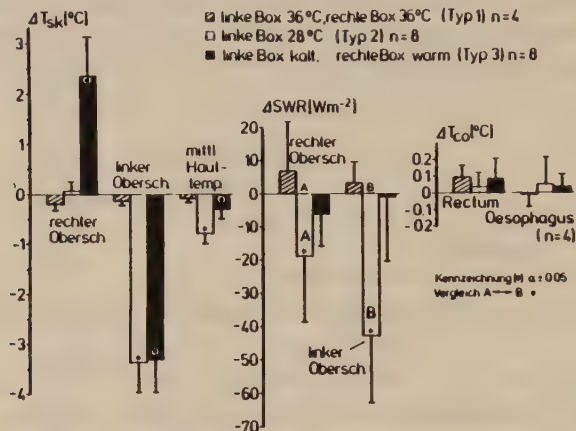


Bild 3.2.4.1: Statistischer Überblick der drei Ruheversuche. Differenzen der wesentlichen Variablen in quasi-stationärem Zustand vor Änderung der Klimaboxtemperaturen (bzw. nach 1.5 Stunden, Typ 1) und am Versuchsende.

* = Signifikanzniveau $\alpha < 0.05$

(Standardabweichungen der Meßwerte angegeben)

Antisymmetrische Belastung: Die schwarzen Balken repräsentieren die Experimente mit antisymmetrischer Belastung beider Beine. Hier weisen die lokalen Hauttemperaturen der Beine starke Unterschiede auf, die deutlich die Erwärmung bzw. Abkühlung der Klimaboxen widerspiegeln. Ein Vergleich der Hauttemperaturen des rechten und linken Oberschenkels ergibt betragsmäßig eine geringfügig größere Änderung am linken Bein. (Ursache hierfür ist der nichtlineare Zusammenhang von Luft- und Hauttemperaturen;

Bei Lufttemperaturen oberhalb 40°C befindet sich die Kennlinie $T_{\text{skin}} = f(T_{\text{air}})$ bereits im abgeflachten Bereich, siehe Werner und Reents, 1980.)

Dies führt dazu, daß die mittlere Hauttemperatur zwar nur geringfügig, aber ebenfalls signifikant abnimmt. Keine signifikanten Änderungen sind bei den gemessenen Kerntemperaturen feststellbar. Ebenso zeigen auch die gemessenen lokalen Schweißraten der Oberschenkel keine signifikanten Differenzen, obwohl sich die lokalen Hauttemperaturen erheblich unterscheiden. Weiterhin verdeutlicht ein Vergleich der Hauttemperatur des linken Oberschenkels in den Versuchstypen 2 und 3, daß hier identische Hauttemperaturen erreicht wurden. Dennoch verhält sich die lokale Schweißrate des linken Oberschenkels in beiden Versuchen völlig unterschiedlich, obwohl sich die zentral gemessenen Temperaturen sowie die mittlere Hauttemperatur nicht wesentlich ändern: Im Versuchstyp 2 ist eine deutlich reduzierte lokale Schweißrate gemessen worden, während im Versuchstyp 3 keine Änderung registriert wurde.

Versuchspersonen

Name : Gewicht [kg] : Größe [cm]

DA	:	73	:	183
WS	:	79	:	183
ML	:	69	:	180
MR	:	70	:	185
OY	:	75	:	189
HW	:	75	:	183
RH	:	85	:	179
MF	:	70	:	184

3.2.5 Versuche mit antisymmetrischer Belastung eines Armes und eines Beines; statistischer Vergleich.

Im Gegensatz zu den in 3.2.3 vorgestellten Versuchen waren von dem jetzt zu besprechenden Versuchstyp zwei Varianten erforderlich.

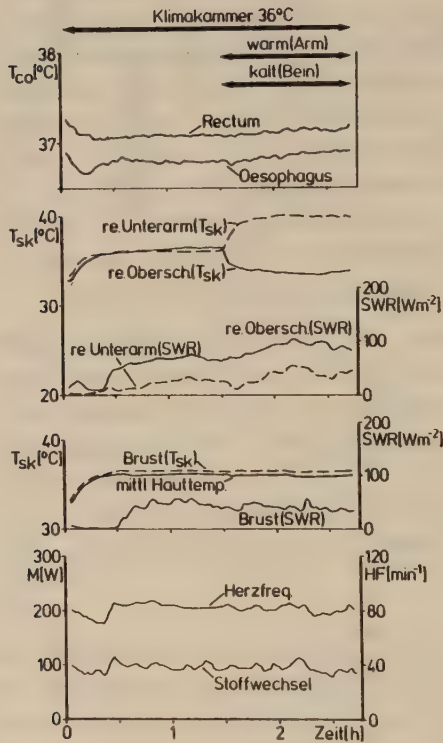


Bild 3.2.5.1: Ruheversuch bei 36°C mit antisymmetrischer Belastung eines Armes und eines Beines (Arm warm, Bein kalt).

Die erste Variante zeigt das Bild 3.2.5.1. Es handelt sich hier um einen Versuch, in dem ein Arm erwärmt und ein Bein gekühlt wurde. Aufgrund der kleineren Armoberfläche ergab sich für die einzustellende Temperaturdifferenz am Arm verglichen mit der am Bein etwa der doppelte Wert, um identische Wärmez- bzw. -abflüsse zu erzielen.

Deutlich sichtbar sind die in der zweiten Versuchshälfte angehobene Temperatur des Unterarmes bzw. die abgesenkte des rechten Oberschenkels. Die zugehörigen lokalen Schweißraten steigen nur leicht an. Insgesamt konnte in beiden Versuchshälften am Oberschenkel eine höhere lokale Evaporation festgestellt werden, als am Unterarm. Die Kerntemperaturen sowie die mittlere Hauttemperatur bleiben ebenfalls auf gleichem Niveau nach der Änderung der Klimaboxtemperaturen.

Wie die dargestellten Zeitverläufe belegen, zeigte sich für diesen Versuchstyp ein ähnliches Verhalten der registrierten Größen wie in Kapitel 3.2.3 (Versuchen mit zusätzlicher antisymmetrischer Belastung beider Beine). Obwohl sich die lokalen Hauttemperaturen, bei quasi-stationären zentralen Temperaturen, deutlich änderten, wurden die registrierten lokalen Schweißraten an den Extremitäten dadurch nicht wesentlich beeinflusst. (siehe auch Abbildung 3.2.5.3, linker Teil).

Ein anderes Verhalten der gemessenen lokalen Schweißraten ist in der zweiten Variante dieses Versuchstyp aufgetreten. Diese Variante zeichnete sich lediglich durch umgekehrte Vorzeichen der Wärmezufusses bzw. -abflusses aus: Temperaturreduzierung am Arm, und Temperaturerhöhung am Bein.

Die in Bild 3.2.5.2 gezeigten Verläufe der Hauttemperaturkurven an Arm und Bein verdeutlichen diese Situation. Obwohl die thermische Gesamtbelastung auch in diesem Versuchstyp in der zweiten Phase nicht geändert wurde, ist dennoch eine Abnahme der lokalen Schweißraten an Unterarm und Oberschenkel feststellbar. (Die reduzierte lokale Schweißrate am Arm erzwang die Einstellung einer größeren Temperaturdifferenz zur Aufrechterhaltung des thermischen Gleichgewichtes und der Wärmez- bzw. -abflüsse).

Die mittlere Hauttemperatur und die Kerntemperatur blieben in diesem Versuchstyp ebenfalls unverändert.

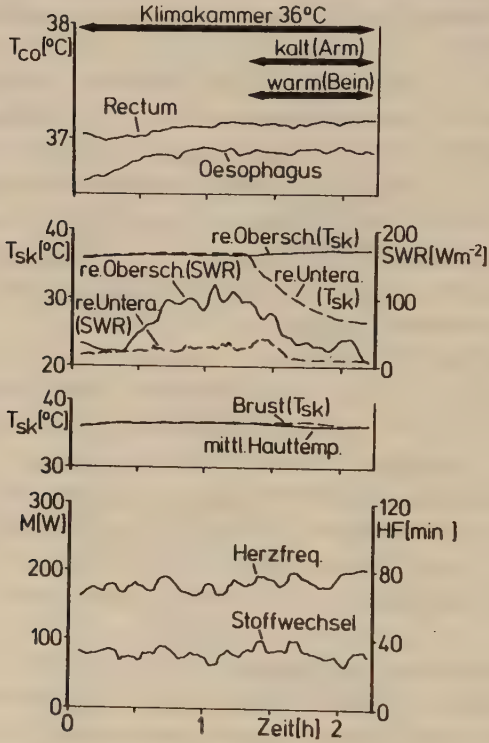


Bild 3.2.5.2: Ruheversuch bei 36°C mit antisymmetrischer Belastung eines Armes und eines Beines (Arm kalt, Bein warm).

Bild 3.2.5.3. zeigt einen Vergleich der beiden Versuchstypen im statistischen Überblick:

Versuchstyp 1: Trotz unterschiedlicher lokaler Hauttemperaturen am erwärmten Arm und gekühlten Bein zeigte sich keine signifikante Änderung der gemessenen lokalen Schweißraten (Wilcoxon-Test, $\alpha=0.344$ (Arm), $\alpha=0.148$ (Bein)).

Die Kerntemperaturen blieben ebenfalls unverändert, während die mittlere Hauttemperatur zwar signifikant ($\alpha=0.008$), aber nur um einen geringen Betrag abnahm.

Versuchstyp 2: Die Experimente mit gekühltem Arm und erwärmten Bein zeigten ein stark abweichendes Verhalten. Trotz ebenfalls nicht signifikant veränderten Kerntemperaturen und nur kleinen Änderungen der mittleren Hauttemperatur bewirkten die Änderungen der lokalen Hauttemperaturen eine deutliche Einflußnahme auf die lokalen Schweißproduktionen. Sowohl am Arm als auch am Bein ist der Rückgang der Schweißraten signifikant.

Dies Verhalten könnte den bereits von anderen Autoren erhobenen Befund stützen, daß einzelne Körperregionen mit einer unterschiedlichen Gewichtung bei Erwärmung bzw. Kühlung in die zentral verarbeitete mittlere Hauttemperatur eingehen. Dies hätte zur Folge, daß die nach Flächenanteilen errechnete mittlere Hauttemperatur nicht die im Regler verarbeitete Temperatur ist (siehe Kap.4).

Versuchspersonen

Name : Gewicht [kg] : Größe [cm]

YS	: 73	: 177
HM	: 72	: 180
MR	: 70	: 178
RR	: 79	: 182
TF	: 65	: 185
OA	: 73	: 183
WS	: 79	: 183

Typ1 Arm warm n=7
 Bein kalt
 Kammer = 36°C

Typ2 Arm kalt n=5
 Bein warm
 Kammer = 36°C

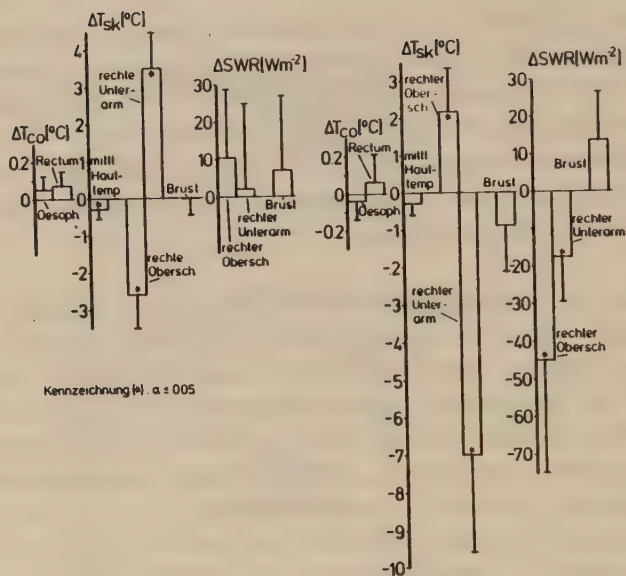


Bild 3.2.5.3: Statistischer Überblick Arm - Bein
 (Standardabweichungen der Meßwerte angegeben)

3.3 Ergometerversuche

Bei den nun vorzustellenden Versuchen trat an die Stelle der rechten Klimabox ein Fahrradergometer, das zur Erzeugung einer definierten Wärmemenge im rechten Bein durch Arbeit diente. Das linke Bein befand sich – wie bisher – in einer Klimabox. So war es möglich, im stationären Zustand dem rechten Bein durch Arbeit Wärme zuzuführen und über die Lufttemperatur dem linken Bein Wärme zu entziehen (Berechnung siehe Abschnitt 2.10.4).

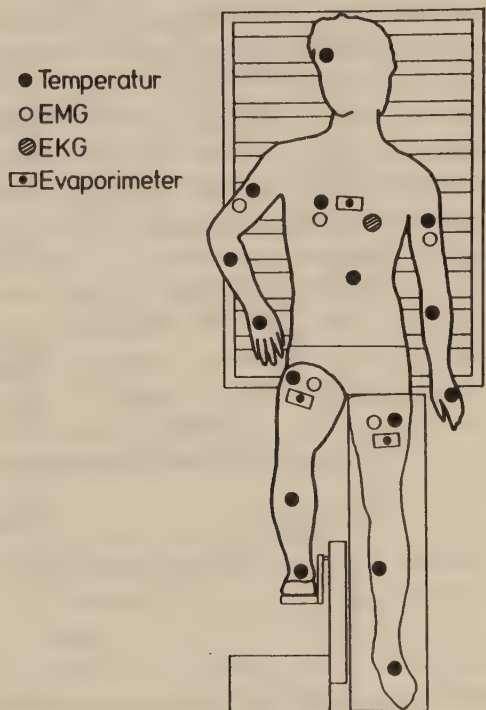


Bild 3.3.1: Versuchsanordnung Ergometer

Das rechte Bein lag bis etwa eine Minute vor Arbeitsbeginn auf einer Abstützung. Einstellungen des Ergometers auf eine für die Probanden komfortable Position geschahen bereits vor dem Beginn jedes Experiments, so daß es in sehr kurzer Zeit

möglich war, den rechten Fuß in der entsprechenden Ergometerhalterung zu befestigen und mit der Arbeitsbelastung von etwa 25W zu beginnen.

3.3.1 Ergometerversuche ohne Veränderung der thermischen Belastung über die Lufttemperatur.

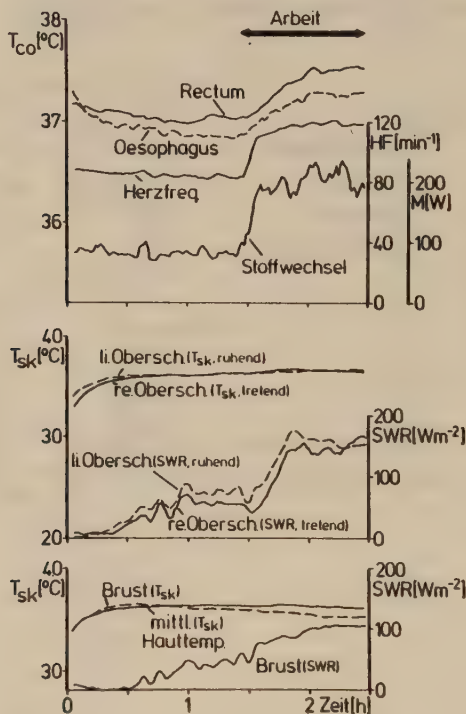


Bild 3.3.1.1: Ergometerversuch bei 36°C.

Diese Versuche dienten als Vergleichsmaßstab. Hier wurden am linken Bein keine Veränderungen der Lufttemperatur vor und nach Arbeitsbeginn vorgenommen. In Bild 3.3.1.1 ist ein typischer

Zeitverlauf eines solchen Versuches zu sehen.

Der Teil des Experiments, der für die Versuchsreihe von Interesse war, begann nach 90 Minuten mit einsetzender Arbeitsbelastung, die von einer simultanen Zunahme des Stoffwechsels und der Herzfrequenz begleitet war. Der Kerntemperaturanstieg war aufgrund der Körpermasse weniger steil als der des Stoffwechsels und der Herzfrequenz; er begann jedoch ebenfalls kurz nach Arbeitsbeginn. Während die Hauttemperaturen der beiden Oberschenkel keine Reaktion auf die einsetzende Arbeit zeigten, reagierten beide lokalen Schweißraten der Beine mit einem deutlichen Anstieg, der gegen Versuchsende am rechten (arbeitenden) Bein größer ausfiel, als am linken (ruhenden) Bein (siehe auch Abbildung 3.3.3.1).

Aufgrund der Bewegung des rechten Beines war hier eine leichte Zunahme der Evaporation (unabhängig von der Höhe der Schweißproduktion) anzunehmen. In der Meßkapsel selbst spielte dieser Effekt jedoch keine Rolle, da die gegebene Durchströmungsgeschwindigkeit in jedem Fall eine vollständige Verdunstung des produzierten Schweißes bewirkte. Dasselbe gilt unter Berücksichtigung der Windgeschwindigkeit für das Bein in der Klimabox. Die Schweißrate auf der Brust stieg mit beginnender Arbeit ebenfalls an, begleitet von einem leichten Rückgang der Brusthauttemperatur. Nach etwa einer halben Stunde hatten alle gemessenen Größen quasi-stationäre Werte erreicht.

3.3.2 Ergometerversuche mit thermischer Entlastung des ruhenden Beines

Die Durchführung dieses Versuchstypes unterschied sich von dem vorher beschriebenen durch die Absenkung der Lufttemperatur der Klimabox und somit einer Abkühlung des linken Beines. Die Kühlung des linken Beines sollte die gleiche Wärmemenge abführen, die am rechten Bein durch Arbeit erzeugt wurde. Da jedoch die Klimaboxtemperatur aufgrund der begrenzten Kühlerleistung nicht dem bei Arbeitsbeginn auftretenden sprunghaften Anstieg der

internen Wärmeerzeugung entgegenwirken konnte, stieg der Wärmeinhalt des Körpers zunächst an. Zusätzlich verringerte die am gekühlten Bein absinkende Schweißrate den Wärmeabfluß. So konnte auch durch eine Absenkung der Lufttemperatur in der Klimabox bis auf 8°C der Wärmefluß nicht auf einem Niveau gehalten werden, das zu einer vollständigen Kompensation der intern erzeugten Wärme erforderlich gewesen wäre (insgesamt wurden ca. 90 Wm^{-2} abgeführt). Darüberhinaus verhindern unterschiedliche Wärmeübergangskoeffizienten zwischen Muskel und Kern bzw. zwischen Muskel und Haut (Webb, 1970) die sofortige Abführung der im Muskel des rechten Beines erzeugten Wärmemenge

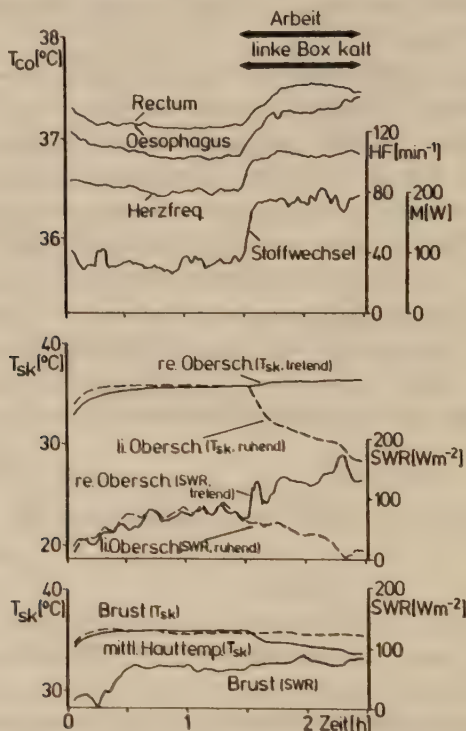


Bild 3.3.2.1: Ergometerversuch bei 36°C mit zusätzlicher thermischer Entlastung des ruhenden Beines.

über die Haut des linken Beines (Die Wärmeübergangskoeffizienten unterscheiden sich um mehr als einen Faktor 10 zugunsten der Wärmeleitung vom Muskel zum Kern). Aus diesen Gründen konnte durch die applizierte Kühlung des linken Beines der Anstieg der Kerntemperaturen nicht aufgefangen werden.

Der Zeitverlauf eines Versuches ist im Bild 3.3.2.1 dargestellt. Während bei Arbeitsbeginn im oberen Teil des Diagramms keine wesentlichen Unterschiede zu den in Bild 3.3.1.1 erkennbar sind, fallen die Reaktionen der lokalen Schweißraten der Oberschenkel anders aus: Am rechten, arbeitenden Bein ist ebenfalls ein deutlicher Anstieg zu verzeichnen, jedoch geringer, als in den Versuchen ohne thermische Kompensation der durch Arbeit erzeugten Wärme. Dagegen nimmt am linken, ruhenden Bein die lokale Schweißrate deutlich ab, initiiert durch die starke Absenkung der lokalen Hauttemperatur.

Die im unteren Teil des Bildes gezeigte Hauttemperatur und die Schweißrate auf der Brust zeigten nur kleinere Veränderungen, während die mittlere Hauttemperatur aufgrund der Beinkühlung ebenfalls abnahm.

3.3.3 Statistischer Vergleich der Versuche 3.3.1 und 3.3.2

Das Bild 3.3.3.1 gibt einen statistischen Überblick über die Meßwerte der Ergometerversuche.

Das Verhalten der lokalen Schweißrate am ruhenden, gekühlten Bein (Typ 2) dokumentierte die Einflußnahme der lokalen Hauttemperatur bei arbeitenden Versuchspersonen: Absinkende lokale Hauttemperaturen bewirkten eine Reduzierung der lokalen Schweißrate am linken Bein. Der Einfluß der lokalen Hauttemperatur sowie der mittleren Hauttemperatur zeigt sich besonders in diesem Versuchstyp als wesentliche Größe, da die lokale Schweißrate trotz gestiegener Kerntemperaturen abnimmt. Einen weiteren wichtigen Hinweis gibt ein Vergleich des ruhenden

mit dem arbeitenden Oberschenkel: Obwohl die lokalen Hauttemperaturen beider Oberschenkel in den Versuchen ohne Kühlung auf gleichen Niveau waren, zeigte sich am arbeitenden Bein eine höhere Zunahme der lokalen Schweißrate als am ruhenden Bein. Falls Kern-, mittlere Hauttemperatur und lokale Hauttemperatur die einzigen Eingangsgrößen zur Kontrolle der lokalen Schweißrate wären, hätten sich an beiden Oberschenkeln gleiche lokale Schweißraten einstellen müssen. Diese Meßergebnisse bestätigen die Einflußnahme der Muskeltemperatur, die wahrscheinlich als weiterer Input bei der Ansteuerung der Schweißproduktion eine Rolle spielt. Sinifikante Unterschiede bei der Erhöhung der Kerntemperaturen ergaben sich im Vergleich beider Versuchstypen nicht, was die Problematik von Kühlungsmaßnahmen bei Arbeit bestätigt.

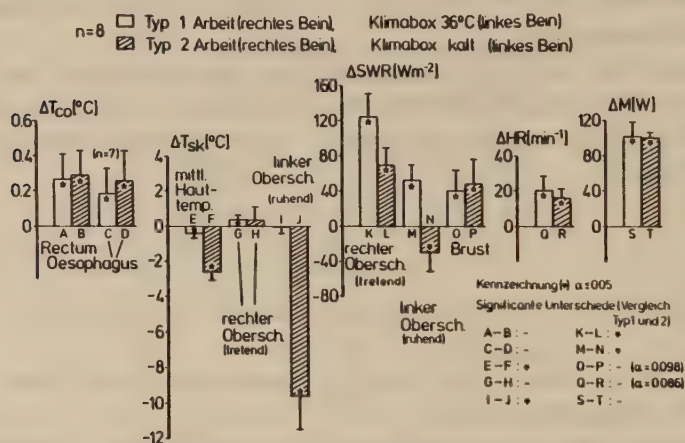


Bild 3.3.3.1: Differenzen der wesentlichen Variablen vor Arbeitsbeginn und am Versuchsende. Vergleich der Versuche ohne und mit zusätzlicher Beinkühlung.
 * = Signifikanzniveau $\alpha < 0.05$
 (Standardabweichungen der Meßwerte angegeben)

4. Diskussion der Versuchsserien

4.1 Interpretation der Vorversuche

Die Vorversuche bestätigen die von anderen Autoren gefundenen unterschiedlichen Eingangsgrößen bei der Ansteuerung der lokalen Schweißproduktion (Libert et al. (1979), Nadel et al. (1971 a,b), Downey et al (1976)).

Beim Kältezittern dagegen trat keine direkte, lokale Beziehung zwischen Stimulation und Effektor-Reaktion auf: Auch nach der Erwärmung einer Extremität zeigte sich eine deutliche Zitterreaktion. Dies unterstreicht eine Stimulation der Muskeln zur Kälteabwehr durch zentrale Inputs. In der Aufwärmphase nach dem Ende des eigentlichen Experiments endete das Kältezittern simultan mit ansteigender mittlerer Hauttemperatur, obwohl die registrierten Kerntemperaturen noch deutlich absanken.

Ähnliche Einflüsse von Kern- und mittlerer Hauttemperatur fand Jessen (1981) in Experimenten an Ziegen. In diesen Tierexperimenten konnten mit Hilfe von Thermoden und eines Wasserbades Kern- und mittlere Hauttemperatur unabhängig voneinander eingestellt werden. Jessen postulierte ein additives Reglermodell, das eine Verschiebung der Zitterschwellen durch Hauttemperaturen vorsah. Ähnliche qualitative Ergebnisse lieferten diese Untersuchungen mit Menschen, da auch hier trotz niedriger bzw. sinkender Kerntemperaturen durch die Anhebung der Hauttemperaturen das Kältezittern unterdrückt wurde.

Bei Experimenten von Libert et al. (1979) wurde die lokale Schweißrate an einem Arm gemessen, der sich in einer luftdurchströmten Kapsel mit konstanter Lufttemperatur befand. Durch Veränderung der Lufttemperatur außerhalb der Kapsel konnten Einflüsse der Kerntemperatur und der mittleren Hauttemperatur auf die lokale Schweißrate festgestellt werden.

Zusätzliche Einflüsse der lokalen Hauttemperatur fanden Nadel et al. (1971a,b) in einem Lufttemperaturbereich zwischen 25 und 35°C und lokalen Hauttemperaturen oberhalb von 30°C. Die in dieser Arbeit vorgestellten Versuche weisen keine Zeitverzögerung

zwischen Schweißrate und Kerntemperaturanstieg auf, wie von Libert et al. (1979) festgestellt. Allerdings hatten in den dargestellten Experimenten die Hauttemperaturen bereits einen relativ hohen Wert bei Beginn des Kerntemperaturanstiegs. Insgesamt zeigte sich keine lokale Wärmeabwehr durch Evaporation, solange der globale Input Kälteabwehr durch Zittern forderte und umgekehrt.

4.2 Interpretation der Ruheversuche

Untersuchungen anderer Autoren wie z.B. Nadel et al. (1971 a,b) zur Ansteuerung der lokalen Schweißrate lieferten eine mathematische Beschreibung mit Hilfe der folgenden Gleichung:

$$SWR_1 = [\alpha(T_{es} - T_{es0}) + \beta(\bar{T}_S - \bar{T}_{S0})] \exp(T_{s1} - \bar{T}_{S0}) / \delta \quad (4.2.1)$$

SWR_1 : lokale Schweißrate

T_{re} : Rektaltemperatur

T_{s1} : lokale Hauttemperatur

$\bar{T}_S$: mittlere Hauttemperatur

Index "0" : Schwellenwert

Diese Gleichung impliziert das additive Zusammenwirken von Kern- und mittlerer Hauttemperatur, modifiziert durch einen Faktor, der die lokale Hauttemperatur beinhaltet.

Mit einer im Aufbau und dem Wert der Koeffizienten ähnlichen Gleichung nach Nadel et al. (1971a,b) lassen sich auch die in 3.2.2 gefundenen Ergebnisse der Versuche mit einseitiger Belastung beschreiben:

$$SWR_1 = (170(T_{re} - 36.73) + 30(\bar{T}_S - 34.3)) \exp((T_{s1} - 34.3) / 10) [W/m^2] \quad (4.2.2)$$

(Die in den Klammerausdrücken genannten Zahlen repräsentieren sogenannte Schwellenwerte, d.h. negative Klammerwerte liefern keinen Beitrag zur Schweißproduktion)

In die Gleichung gingen die gemittelten Versuchsdaten der Beine vor dem Umschalten der Klimaboxen und am Versuchsende ein. Die Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Werten liegen im Bereich um 3% (3.54 Wm^{-2}) oder kleiner, mit Ausnahme der lokalen Schweißrate des rechten Oberschenkels am Versuchsende. Für diesen Fall trat eine Abweichung von 15% auf.

Beim Einsetzen der gemessenen Daten in die von Nadel aufgestellte Gleichung ergaben sich lokale Schweißraten, die bis zu 27% höher als die experimentell ermittelten Werte lagen.

Dieses Ergebnis überrascht nicht sehr, da Nadel selbst interindividuelle Abweichungen der Gewichtungsfaktoren im Bereich um 10% festgestellt hatte. Weiterhin beschreibt die vorgestellte Gleichung nicht einen open-loop Regelkreis, sondern das geschlossene Gesamtsystem mit allen aktiven und passiven Komponenten, so daß interindividuelle Unterschiede aller Komponenten des Regelkreises eine wesentliche Rolle spielen.

Trotz der guten Übereinstimmung der Ergebnisse bei einseitiger Belastung lassen sich die experimentellen Daten bei antisymmetrischer Belastung nicht mit der vorgestellten Gleichung beschreiben. Tatsächlich ist es, solange lokale Inputs vorhanden sind, unmöglich, mit nur einer Gleichung diesen Versuchstyp zu erfassen. Dies gilt auch für die Annahme zusätzlicher lokaler Inputs, da sich für die Versuchstypen "einseitige Belastung" und "antisymmetrische Belastung" immer identische lokale Schweißraten ergäben.

Speziell die Experimente mit einem Arm und Bein zeigten eine auf den ersten Blick ungewöhnliche Reaktion: Für den Fall "erwärmter Arm - gekühltes Bein" verhielten sich die gemessenen lokalen Schweißraten analog zu den Versuchen mit antisymmetrischer Beinbelastung, während der umgekehrte Fall "geköhlter Arm - erwärmtes Bein" deutliche Reaktionen in der lokalen Schweißrate zeigte.

Diese Ergebnisse bestätigen Hinweise auf unterschiedliche Gewichtungsfaktoren einzelner Hautareale bei Erwärmung und Kühlung, wie Crawshaw et al. (1975) zeigen konnten: Während die

Oberschenkel auf Kühlung bzw. Erwärmung mit einem fast identischen Gewichtungsfaktor (Erwärmung 0.15, Abkühlung 0.12) in die mittlere Hauttemperatur eingehen, zeigen die Unterarme eine deutlich abweichende Gewichtung bei Kühlung (0.12) und Erwärmung (0.06). Dies Verhalten führt auf Sensorebene zur Erkennung eines "Ungleichgewichtes" selbst für den Fall antisymmetrischer Belastung ohne Veränderung der thermischen Gesamtbelastung. Der Ansatzpunkt für die Erkennung des Ungleichgewichtes ist wahrscheinlich in der "mittleren Hauttemperatur" zu sehen: Die mittlere Hauttemperatur ist eine "synthetische" Größe, die sich aus dem beobachteten Verhalten von Input und Output des Gesamtsystems ergibt. Diese Temperatur hat als Reglereingangsgröße zwar durchaus eine Berechtigung, wie auch die vorgestellten Experimente belegen. Allerdings ist die bisher meist vorgenommene Gewichtung lokaler Hauttemperaturen nach Flächenanteilen nicht ausreichend, da sie in dieser Form wahrscheinlich nicht im Regler verarbeitet wird. Vielmehr müssen bei der Bestimmung der mittleren Hauttemperatur einzelne Körperareale zusätzlich mit Koeffizienten versehen werden, die abweichende Gewichtungen bei Erwärmung und Kühlung berücksichtigen. Eine Auflistung dieser Gewichtungen wird im Abschnitt 5 dieser Arbeit gegeben.

4.3. Interpretation der Ergometerversuche

Wie bereits in Kapitel 3.3 erwähnt, deuten die Versuchsergebnisse auf die Mitwirkung der Muskeltemperatur bei der Ansteuerung der lokalen Schweißrate hin. Die Muskeltemperatur war Untersuchungsgegenstand mehrerer Autoren. So fanden Saltin et al. (1966, 1968) bei beginnender Ergometerarbeit sprunghafte Anstiege der Quadriceps-Temperatur bis auf Werte von etwa 10°C oberhalb der Kerntemperatur. In ihren Versuchen zeigte sich eine Korrelation des Gewichtsverlustes durch Schwitzen mit Kern- und Muskeltemperatur. Robinson et al. (1965) fanden im Gastrocnemius Muskeltemperaturzunahmen von 3.5 - 4°C bei Arbeitsbeginn. Robinson vermutete eine Beeinflussung der Schweißproduktion durch

Thermoreceptoren im Muskel selbst oder in den zur Muskulatur zugeordneten Venen. Jessen et al. (1983) fanden bei Experimenten an wachen Ziegen eine Abhängigkeit der respiratorischen evaporativen Wärmeabgabe von der Muskeltemperatur bei konstanter "body-temperature".

Ähnliche Ergebnisse liefern auch die am Menschen gewonnenen Meßwerte: Obwohl bei den Ergometerversuchen ohne zusätzliche Kühlung die Hauttemperaturen beider Beine identisch waren, konnte am arbeitenden Bein eine höhere lokale Schweißrate gemessen werden. Um dem zentralen Regler die Möglichkeit zur Erkennung dieser Belastung durch Arbeit zu geben, ist zumindestens ein weiterer Temperatursensortyp, z.B. in der Muskulatur, erforderlich.

Obwohl in den Experimenten unter 3.3.2 eine beträchtliche zusätzliche Kühlung appliziert war, zeigte sich kein signifikanter Einfluß auf die Kerntemperaturen. Dies Verhalten ist erklärbar mit der thermischen Ausbreitung intern erzeugter und extern zu- oder abgeführter Wärmemengen. Die intern durch Muskelarbeit erzeugte Wärme gelangt über die Blutströmung direkt in zentrale Regionen, während externe Kühlungsmaßnahmen sich aufgrund des thermischen Widerstandes der äußeren Hautschichten langsamer auswirken (Webb, 1970). Diese Zeitverzögerung führt bei Arbeitsbeginn zu einer ähnlichen Wärmespeicherung im Kern, wie z.B. auch durch die verzögert einsetzende Schweißproduktionszunahme bei den Experimenten ohne zusätzliche Kühlung. Auch hier ist eine Zunahme der im Körper gespeicherten Wärmemenge anzunehmen, da die Schweißproduktion nicht simultan mit der Arbeitsbelastung einsetzt, sondern zeitverzögert bei schon gestiegenen Körpertemperaturen. Weiterhin war eine thermoregulatorische Gegenreaktion in Form einer sinkenden lokalen Schweißrate am gekühlten Bein zu beobachten, die vermutlich auch von vasomotorischen Maßnahmen gestützt wurde. Die Kühlung verschiedener Körperareale zur Kompensation von thermischer Belastung durch Arbeit wurde bereits von anderen

Autoren behandelt. Kissen et al.(1971) untersuchten die Effektivität der Kühlung an Kopf und Nacken im Vergleich zu Rumpf und Beinen. Sie bestätigten die Kopfkühlung als die wirksamste Maßnahme, da hier aufgrund fehlender vasokonstriktiver Reaktionen ein guter Wärmeübergang gegeben war. Ähnliche Ergebnisse fanden auch Brown und Williams (1982).

Insgesamt gesehen erzielten wir mit der zusätzlichen Kühlung eine geringere Effektivität als zunächst vermutet. Keine Einflüsse zeigten sich bezüglich Kerntemperaturen und Stoffwechsel. Eine Abnahme der Schweißproduktion und der Herzfrequenz verbunden mit einem verbesserten Wohlbefinden der Probanden belegt dennoch die Nützlichkeit zusätzlicher Kühlmaßnahmen. Die Wärmedissipation im Körper und thermoregulatorische Maßnahmen selbst verhindern eine effektivere Wärmeabgabe bei Beinkühlung.

4.4 Diskussion der relevanten Befunde aus der Literatur

In den vergangenen Jahren stellten verschiedene Autoren Modelle bzw. Reglergleichungen zur Beschreibung thermoregulatorischer Vorgänge am Menschen vor. Experimentelle Daten aus Tierversuchen erweiterten und vervollständigten die Analyse des Temperaturregelkreises.

Grundsätzlich ist es bei Experimenten mit Menschen aus ethischen Gründen nur möglich, das closed - loop Verhalten des Regelkreises meßtechnisch zu erfassen, d.h. das Verhalten unter Berücksichtigung aller aktiven (regelnden) und passiven (geregelter) Komponenten innerhalb des Regelkreises. Weiterhin besteht nur in sehr eingeschränktem Maße die Möglichkeit, die Temperaturen einzelner Körperteile unabhängig voneinander zu verändern. Dies kann u.a. durch Arbeitsversuche, die eine Erhöhung der Muskeltemperatur hervorrufen (Robinson et al., 1965; Saltin et al., 1968) oder durch Zuführung kalter Speisen oder Getränke (Benzinger, 1959) erreicht werden. Prinzipiell jedoch bestehen unter anderem durch den Blutkreislauf thermische Verbindungen aller Körperteile miteinander, die die Aufrechterhaltung künstlicher Temperaturprofile im Körper erschweren.

Tierexperimente bieten hier sicherlich den Vorteil größerer Unabhängigkeit von physiologisch oder anatomisch vorgegebenen Verbindungen der Einzelkomponenten, da hier z.B. durch Läsionen auf neuronaler Ebene der Regelkreis auftrennbar ist und so eine separate Untersuchung einzelner Abschnitte möglich wird. Weiterhin erlauben invasiv eingebrachte Thermoden in gewissen Grenzen eine unabhängige Beeinflussung der Körpertemperaturen in verschiedenen Bereichen.

Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über bisher vorgestellte temperaturphysiologische Modelle, die die Ansteuerung evaporativer Maßnahmen zur Wärmeabwehr beim Menschen beschreiben. Diese am Menschen gewonnenen Daten werden, soweit erforderlich, durch die entsprechenden tierexperimentellen Daten

ergänzt.

Die Darstellung erfolgt im wesentlichen analog zur zeitlichen Reihenfolge der vorgestellten Arbeiten. Der erste Abschnitt befaßt sich mit stationären, der zweite mit dynamischen Reglerinputs. Der dritte Abschnitt stellt die Effekte von Arbeit auf die Regulation der Schweißproduktion dar, während im vierten Abschnitt ein kurzer Überblick über die Auswirkungen von Akklimatisierung sowie Interaktionen mit anderen sensorischen Systemen gegeben wird.

4.4.1 Reglerinputs im stationären Zustand

Einfache Modelle, die eine alleinige Abhängigkeit der Evaporation von der Kerntemperatur in warmer Umgebung (Hauttemperaturen oberhalb 33°C) vorsahen (Benzinger 1959, 1961, Benzinger et al. 1963), kennzeichnen den Beginn der Entwicklung. Auch Nielsen und Nielsen (1965) dokumentierten eine Proportionalität zwischen der Höhe der Kerntemperatur und der produzierten Schweißmenge. Bereits von Benzinger und Mitarbeitern wurde eine Unterteilung des Regelkreis in mindestens drei Bereiche vorgenommen:

- Eine sensorische Ebene zur Erfassung der zu regelnden physikalischen oder chemischen Größe.
- Eine zentrale Ebene zur Verarbeitung der afferenten Signale sowie zur Erzeugung der erforderlichen efferenten Ausgangsgrößen.
- Eine Effektorebene zur Umsetzung der efferenten Signale in entsprechende physikalische Maßnahmen.

Hauttemperaturen unterhalb 33°C bewirken nach Benzinger eine Schwellenverschiebung der Kerntemperaturen zu höheren Werten, also eine Steuerung der Evaporation durch Kern- und Hauttemperaturen. Ähnliche Ergebnisse bestätigten Wyss et al. (1974).

Bei der Weiterentwicklung der Modellvorstellungen zur thermoregulatorischen Ansteuerung der Schweißproduktion erwies sich die

sogenante "mittlere Hauttemperatur" als zusätzlicher Ansteuerungsfaktor. Entsprechende Hinweise sind u.a. bei Belding et al. (1962), Stolwijk et al. (1966), Downey et al. (1976), Libert et al. (1979) zu finden. Die mittlere Hauttemperatur ist eine errechnete Temperatur, die sich aus den gemittelten Hauttemperaturen verschiedener Anteile der Körperoberfläche zusammensetzt. Die Berechnungsgrundlage bildet eine Formel von Hardy, DuBois (1938), welche die Hauttemperaturen nach Flächenanteilen an der gesamten Körperoberfläche gewichtet.

Diese Gewichtung wurde von einigen Autoren modifiziert, so daß sie auch für andere als die bei Hardy, DuBois (1938) verwendete Meßfühleranordnungen benutzbar war. Crawshaw et al. (1975) registrierten weiterhin unterschiedliche Gewichtungsfaktoren für einzelne Hautareale, je nachdem, ob ein Warm- oder Kaltreiz appliziert war.

Bullard et al. (1967) vermuteten, daß bei relativ konstanten internen Temperaturen die lokale Schweißrate zusätzlich von der jeweiligen lokalen Hauttemperatur verändert wurde. Gisolfi und Robinson (1970) fanden ebenfalls drei Faktoren, die bei der Ansteuerung der Schweißrate eine wesentliche Rolle spielen: Kerntemperatur, mittlere Hauttemperatur und lokale Hauttemperatur. Nadel und Mitarbeiter (1971 a,b) bestätigten diese Eingangsgrößen und postulierten ein additives Zusammenwirken der Kern- und mittleren Hauttemperatur, modifiziert von einem durch die lokale Hauttemperatur bestimmten Faktor. Das Input - Output Verhalten der lokalen Schweißrate beschrieb Nadel (1971a) mit Hilfe der bereits unter 4.2.1 vorgestellten Gleichung.

Neben ihrer Wirkung als Reglerinput rief die lokale Hauttemperatur direkte Veränderungen des physikalischen und chemischen Verhaltens der Schweißdrüsen hervor: So konnte Ogawa (1970,1984) zeigen, daß hohe lokale Hauttemperaturen direkte Mobilisierungseffekte auf spezielle Rezeptormechanismen der Schweißdrüsen ausübten. Außerdem vermutete Ogawa eine gesteigerte Freisetzung von Transmittersubstanz bei steigender Hauttemperatur. Dies hätte eine vergrößerte Sensitivität der

Schweißdrüsen bei hohen Hauttemperaturen zur Folge. Diese Ergebnisse dokumentierten auch Bullard et al. (1967) sowie MacIntyre et al. (1968). Auch Wurster und McCook (1969) schlossen direkte Einflüsse der Hauttemperatur auf die Schweißdrüsen nicht aus.

Mehrere Autoren beschrieben bei hohen Temperaturen und längerer Versuchsdauer eine Abnahme der lokalen Schweißraten. Diesen Effekt interpretierten sie zunächst als Ermüdungserscheinung der Schweißdrüsen (Gerking und Robinson, 1946; Thaysen und Schwartz, 1955; Wyndham et al., 1966). Collins und Weiner (1960, 1962) sowie Brebner und Kerslake (1964) konnten zeigen, daß dieser lokale Einfluß durch die Anwesenheit von Flüssigkeit auf der Haut hervorgerufen wird. Dies hat eine Schwellung der Epidermis - Zellen zur Folge und kann so eine leichte Abnahme der Schweißrate erklären (Randall und Peiss 1957, Collins und Weiner 1962, Dobson 1962, Kerslake 1972). Der als "Hydromeiose" bezeichnete Effekt ist abhängig vom Grad der Hautnässe verschiedener Körperareale (Candas et al., 1980).

4.4.2 Dynamische Reglerinputs

Das folgende Kapitel beschreibt die Auswirkungen von Temperaturänderungen sowie unterschiedlicher Temperaturänderungsraten auf die Regelung der Schweißproduktion anhand der wichtigsten Literaturhinweise.

Ein additives Zusammenwirken der **Hauttemperatur** und ihrer zeitlichen Änderung zeigten Wurster und McCook (1969). Nadel et al. (1971b) registrierten bei sinkender Hauttemperatur eine Proportionalität der Schweißrate zur Hauttemperatur sowie eine proportional zur zeitlichen Abnahme der Hauttemperatur sinkende lokale Schweißrate. Bei steigender Hauttemperatur stellten diese Autoren keine Abhängigkeit von der zeitlichen Änderung fest. Diese Ergebnisse bestätigten Downey et al. (1976).

Libert et al. (1978, 1979) konnten in abwechselnden Erwärmungs- und Abkühlungszyklen nachweisen, daß sich positive und negative

Änderungsrichtungen der mittleren Hauttemperatur auf die Evaporation auswirkten. Während sich in ihren Versuchen langsame Abnahmen der Hauttemperaturen in einer Reduktion der Schweißrate äußerten, zeigten langsame Zunahmen der Hauttemperaturen keine Wirkung, was die Autoren zur Annahme eines Schwellenverhaltens für positive Änderungen der mittleren Hauttemperatur ($+ d\bar{T}_g/dt$) veranlaßte. Der Beginn von Evaporation war bei den Untersuchungen von Libert und Mitarbeitern abhängig von einer Kombination aus der Höhe der Hauttemperatur und deren Änderungsgeschwindigkeit. Während in den Experimenten von Cabanac et al. (1977) Kerntemperaturänderungen die Schweißproduktion nicht beeinflussten, zeigten Elizondo und Johnson (1981) sowie Werner (1983) eine Abhängigkeit der Schweißrate bzw. des Beginns der Schweißproduktion von Kerntemperaturänderungen. In eigenen Untersuchungen (Heising und Werner, 1985) trat bei hohen Umgebungstemperaturen und sinkender Kerntemperatur (paradoxe Verlauf) keine Schweißproduktion auf.

4.4.3 Auswirkungen von Arbeit auf die Ansteuerung der Schweißproduktion

Auswirkungen von Arbeit auf die Temperaturregulation des Menschen provozierten eine kontroverse Diskussion bezüglich der Hypothese eines "work-factors" (M.Nielsen, 1938, B.Nielsen, 1980; Snellen, 1972). Eine Hypothese nahm eine alleinige Ansteuerung der Evaporation durch thermische Inputs an (Davies, 1979). Andere Autoren fanden veränderte Schwellen und Verstärkungen der Evaporation bei Arbeit, die nicht auf thermische Ursachen zurückführbar waren (Tam et al., 1978). Timbal et al. (1978) registrierten bei Arbeit einen Einsatz der Schweißproduktion mit niedrigerer "body-temperature" als in Ruhe. Für die erniedrigte Schwelle und den größeren Verstärkungsfaktor machten sie thermische oder nicht-thermische "work-factors" verantwortlich. Auch Beaumont und Bullard (1963) hatten festgestellt, daß sich die Schweißproduktion bei Arbeitsbeginn vergrößerte, obwohl

hierfür keine thermischen Gründe gegeben waren.

Bradbury et al. (1964) führten den Anstieg der Körpertemperatur bei Arbeit auf die proportionale Reglercharakteristik des Temperaturreglers zurück. Dieser Temperaturanstieg führte zur erhöhten Schweißproduktion. Eine "set-point"-Verschiebung nahmen sie nicht an. Robinson et al. (1965) stellten bei Arbeitsbeginn einen Anstieg der Muskeltemperatur (m. gastrocnemius) um 3.5 - 4.5°C fest. Sie hielten Thermorezeptoren in den Muskeln für möglich, ebenso wie Auswirkungen von Mechanorezeptoren auf den Hypothalamus. Auch Saltin et al. (1968) fanden bei Arbeitsbeginn eine steile Zunahme der Muskeltemperatur bis zu etwa 1°C über die Rektaltemperatur. In ihren Experimenten beobachteten sie eine gute Korrelation der Schweißproduktion mit Muskel- und mittlerer Hauttemperatur. Neuromuskuläre Effekte dokumentierten auch Gisolfi und Robinson (1970). Ebenso hielten sie Venenthermorezeptoren für möglich. Kitzing et al. (1972) dokumentierten oberhalb einer leistungsabhängigen charakteristischen Temperatur einen fast linearen Zusammenhang der Schweißproduktion mit der Raumtemperatur. Chappius et al. (1976) fanden eine alleinige Abhängigkeit der Evaporation bei Arbeit von der Körpertemperatur. Ein "work-factor" war nach ihren Untersuchungen nicht erforderlich. Mercer und Jessen (1980) schlossen aus ihren Untersuchungen an ruhenden und arbeitenden Hunden auf eine Thermosensitivität außerhalb des Hypothalamus. Sie hielten nichtthermische Inputs durch Arbeit für fraglich. Hinweise auf die Anwesenheit von Muskelrezeptoren gaben auch Jessen et al. (1983) aufgrund von Experimenten an Ziegen. Eigene Untersuchungen (Werner et al., 1985) deuten ebenso auf die Existenz von Thermorezeptoren in der Muskulatur hin. Weiterhin konnte gezeigt werden, daß Arbeitsbelastung lediglich lineare Einflüsse auf den thermoregulatorischen Prozeß hat (Werner et al. 1985).

Saltin und Hermansen (1966) registrierten die Kern- und Muskeltemperaturen und vermuteten eine Abhängigkeit nicht von der absoluten, sondern von der relativen individuellen Arbeitsbelastung. Sawka et al. (1984) verglichen Auswirkungen

durch Armbeugen und Ergometerarbeit und fanden, daß die thermoregulatorischen Antworten nicht von der beteiligten Muskelmasse sondern von der absoluten metabolischen Intensität abhängen.

4.4.4 Modifikationen der Ansteuerung der lokalen Schweißrate durch Akklimatisierung; Interaktion mit anderen Systemen

Neben den in dieser Arbeit untersuchten Reglerinputs zur Ansteuerung der lokalen Schweißrate sind weitere, nicht direkt zum Regler zählende Faktoren ausschlaggebend. Diese Faktoren sind zum Teil in der Lage, die Reglereigenschaften zu modifizieren. Sie wurden im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht untersucht, sind jedoch zum Beispiel bei der Auswahl der Versuchspersonen von Bedeutung gewesen.

So weisen akklimatisierte Probanden sowohl ein geändertes Verhalten der Schweißdrüsen selbst, als auch ein verändertes Reglerverhalten in Form von verschobenen Schwellenwerten sowie geänderten Verstärkungsfaktoren auf. Ogawa et al. (1982) fanden eine vergrößerte Schweißdrüsenaktivität auf der mit Wärme "trainierten" Körperfläche, verbunden mit einer Änderung des Na- und Cl- Gehaltes des Schweißes. Weiterhin konnte die Abnahme der Schweißrate durch Hydromeiose bei trainierten Schweißdrüsen verringert werden. Elizondo und Johnson (1981) beobachteten eine Verschiebung der Gewichtungsverhältnisse von Kern- und Hauttemperatureinflüssen zugunsten der Kerntemperatur. Weiterhin stellten sie fest, daß durch Akklimatisierung die zum Auftreten von Schweißproduktion erforderlichen Schwellen der mittleren Hauttemperatur und der Kerntemperatur zu niedrigeren Werten verschoben werden und außerdem die maximale evaporative Kapazität zunimmt. Diese Befunde bestätigten Ergebnisse von Roberts et al. (1976), Brück (1980) sowie Brück und Hinckel (1982). Candas et al. (1980) zeigten eine Zunahme der Schweißrate bei Akklimatisierung sowie eine zeitliche Verzögerung des Beginns von Hydromeiose.

Weitere physikalische und chemische Faktoren verändern ebenfalls

die Effektivität der Evaporation: Berglund und McNall (1973) stellten bei längerer Exposition in warmer Umgebung eine Zunahme der Salzkonzentration auf der Haut fest. Dies hat eine Abnahme des Wasserdampfdruckes auf der Haut zur Folge und so eine Reduktion der spezifischen Verdunstungsrate. Clifford et al. (1959) sowie Candas et al. (1978) bestätigten den Einfluß der Windgeschwindigkeit auf den evaporativen Koeffizienten.

Ogawa (1975) zeigte eine vorübergehende Abnahme der Unterarmschweißrate bei mentalen Stimuli (Rechenaufgaben etc.) sowie eine Zunahme bei Schmerz oder Lärmeinflüssen. Ogawa et al. (1979) beobachteten eine Abnahme der Schweißrate bei Ausübung von Druck auf die Haut, was auf eine Beeinflussung der centralen sudomotorischen Entladung im Rückenmark zurückgeführt werden konnte (Ogawa et al. 1981).

Auswirkungen der Körperlage auf die lokale Schweißrate dokumentierte Ogawa (1984). Er fand bei liegenden Versuchspersonen eine leicht zeitverzögert einsetzende Schweißproduktion der oberen Körperhälfte, sowie einen zeitverzögerten Beginn an der Seite bei seitlich liegenden Versuchspersonen.

4.5 Vergleich der Meßergebnisse mit Regelungsmodellen anderer Autoren zur Ansteuerung der Schweißproduktion

4.5.1 Vorversuche und Ruheversuche ohne zusätzliche thermische Belastung

Da sich aus den durchgeführten Experimenten neben den beabsichtigten Aussagen über das stationäre Verhalten des evaporativen Regelkreises auch Hinweise über Auswirkungen von Temperaturänderungen ergaben, zunächst an dieser Stelle einige Bemerkungen zu Auswirkungen dynamischer Haut- und Kerntemperaturänderungen auf das Verhalten des evaporativen Regelkreises:

- Das Ende des in Bild 3.1.1.1 gezeigten Versuches kennzeichnen steil ansteigende Hauttemperaturen sowie absinkende Kerntemperaturen. In dieser Phase ist keine Evaporation meßbar.

Folgende Interpretationsmöglichkeiten sind möglich:

1. Die Ansteuerung der Schweißproduktion geschieht dynamisch über einen multiplikativen Input von Haut- und Kerntemperaturen. Solange einer der Inputs gleich "Null" ist, tritt keine Schweißproduktion auf.
2. Die Ansteuerung der Schweißproduktion erfolgt dynamisch über einen additiven Input von Haut- und Kerntemperaturen mit einem deutlich höheren Gewichtungsfaktor des Kerntemperaturinputs.
3. Dynamische Einflüsse von steigenden Hauttemperaturen sind nicht gegeben.

Auch wenn das dynamische Reglerverhalten nicht Inhalt dieser Arbeit war, wird in Analogie zu dem im folgenden vorgestellten stationären Modell und zu den z.B. bei Nadel et al. (1971b) vorgestellten Ergebnissen vom Autor ein additiver dynamischer Reglerinput mit höherer Kerntemperaturgewichtung bevorzugt.

- Bei dem in Bild 3.1.2.1 gezeigten Versuchstyp setzt die Schweißproduktion bei konstanten Hauttemperaturen simultan mit steigenden Kerntemperaturen ein. In der zweiten Versuchshälfte bewirken gesunkene lokale und mittlere Hauttemperaturen eine Reduktion der entsprechenden lokalen Schweißraten, bei quasi-stationären Kerntemperaturen. Weitere Auswirkungen zeigen sich bei der lokalen Schweißrate der Brust, die ebenfalls zurückgeht trotz fast unveränderter lokaler Hauttemperatur auf der Brust. Dieses Verhalten belegt

1. Einen dynamischen Einfluß sinkender Hauttemperaturen auf die Ansteuerung der Schweißproduktion.
2. Eine Ansteuerung der lokalen Schweißraten durch die mittlere und die lokale Hauttemperatur.
3. Die Abhängigkeit der Schweißproduktion von Kerntemperaturänderungen, da sich deren oszillierendes Verhalten im Zeitverlauf der Schweißraten wiederfindet.

Die kontroverse Diskussion über additive bzw multiplikative Verschaltung der Reglerinputs zur Wärmeabwehr ist bereits relativ früh in der Literatur zu finden:

Hardy und Stolwijk (1966) postulierten ein multiplikatives Reglermodell, das eine dominierende Rolle der Kerntemperatur vorsah:

$$SWR = 10 + 70 (T_{Core} - 36.6) (T_{Skin} - 33.5) [kcal/m^2hr] \quad (4.5.1.1)$$

Auch Wyndham und Atkins (1968) beschrieben eine nichtlineare Interaktion von Kern- und Hauttemperaturen zwischen 22°C und 37°C, wobei unterhalb einer kritischen Kerntemperatur von 36.5°C unabhängig von der Hauttemperatur keine Schweißproduktion mehr auftrat.

Einen additiven Zusammenhang der Reglerinputs fanden Nadel et al. (1971a) für Kerntemperaturen oberhalb von 36.5°C und Hauttemperaturen zwischen 26°C und 36°C:

$$SWR = 197(T_{Core} - 36.7) + 23(T_{Skin} - 34) [W/m^2] \quad (4.5.1.2)$$

Diese Ergebnisse bestätigten Kitzing et al. (1972).

Sämtliche Untersuchungen bzw. Ergebnisse belegen die hohe Gewichtung der Kerntemperatur bei der Ansteuerung der Schweißproduktion. Sowohl Kerntemperaturen unterhalb 36.5°C als auch Hauttemperaturen unterhalb 34°C verhindern das Auftreten von Schweißproduktion. Eine Ausnahme machen allerdings lokal begrenzt niedrige Hauttemperaturen, wie die Experimente bei 40°C Kammertemperatur und 10°C Klimaboxtemperatur dokumentieren.

Stationär ergibt sich für die Kerntemperaturen eine etwa zehnfach höhere Gewichtung als für die Hauttemperaturen. Dies Ergebnis kann auch durch tierexperimentelle Daten gestützt werden. Hoffman und Riegle (1977a,b) bestätigten in Experimenten mit Ziegen eine Korrelation der respiratorischen Wärmeabgabe mit der "mean body temperature", die sich zu 90% aus der Kerntemperatur und zu 10% aus der Hauttemperatur errechnet.

Trotz der bei vielen Autoren zu findenden hohen Gewichtung der Kerntemperaturen ist die Frage, welches die geregelte Variable im Temperaturregelkreis ist, umstritten. Häufig wird die Kerntemperatur als geregelte Variable angesehen, da sie auch bei wechselnden thermischen Belastungen weitgehend konstant bleibt (Aschoff und Wever, 1959; Kitzing et al., 1972). Mitchell et al. (1972) konnten allerdings zeigen, daß die stabilste Temperatur in einem Temperaturregelkreis nicht notwendigerweise die geregelte Variable sein muß. Alternative Konzepte sehen ein integriertes Temperatursignal als geregelte Variable an (Werner, 1984), an dem auch die Hauttemperatur beteiligt sein kann (Dmi'el and Robertshaw, 1983). Darüber hinaus gehen einige Autoren von einer Regulation des Wärme-Inhaltes im Körper aus (Grucza, 1983; Houdas, 1973; Ivanov, 1984). Dies Konzept sieht eine Steuerung des Gleichgewichtes von Wärmezustrom und Wärmeabfluß vor. Die Bestimmung von Wärme-flüssen erfordert die Erfassung und Auswertung von Temperaturprofilen. Allerdings ermöglicht ein Servomechanismus, der ohne Sollwert lediglich eine Gleichheit von

Wärmezustrom und Wärmeabfluß regelt, prinzipiell beliebig viele stationäre Zustände.

4.5.2 Versuche mit einseitiger zusätzlicher thermischer Belastung

Während bereits durch die Vorversuche (siehe Kap. 3.1) Hinweise auf die Proportionalität von lokaler Hauttemperatur und zugehöriger Schweißrate gegeben wurden, bestätigen die Versuche aus 3.2.2 die von Nadel (1971a,b) gefundenen Ergebnisse: Auch die stationären Meßdaten der vorliegenden Arbeit lassen sich mit Hilfe einer ähnlichen Gleichung beschreiben. Diese Gleichung sieht ein additives Zusammenwirken von Kern- und mittlerer Hauttemperatur vor, modifiziert durch einen multiplikativen lokalen Term (siehe Gleichung 4.2.2). Verglichen mit der von Nadel et al. (1971a) vorgeschlagenen Gleichung ist bei unseren Experimenten eine etwas höhere Gewichtung der mittleren Hauttemperatur und eine geringere Gewichtung der Kerntemperatur festzustellen. Diese Differenzen lassen sich zum Teil durch andere Gewichtungsfaktoren der mittleren Hauttemperatur sowie unterschiedliche physikalische Maßnahmen (Strahlung, Lufttemperatur) zur Erzielung der Hauttemperaturänderungen erklären. Weiterhin bedingen auch inter- und intraindividuelle Unterschiede (Hertzman et al., 1952; Davies et al., 1976; Candas et al., 1980; Freye und Kamon, 1983) der Schwellenwerte und Verstärkungsfaktoren voneinander abweichende Verhaltensmuster des Regelkreises.

Auch die Ergebnisse anderer Autoren zeichnen sich durch eine relativ breite Streuung der Gewichtungsfaktoren aus:

Stolwijk und Hardy (1966) berichteten über eine Summierung der Inputs von Kern- und mittlerer Hauttemperatur mit einem Gewichtungsverhältnis von 4,4 : 1. Bleichert et al. (1972) gaben für die relative Effektivität der Regleransteuerung von Kern- und Hauttemperatur ein Verhältnis von etwa 14:1 an. Diese Ergebnisse wurden an zwei trainierten und fünf untrainierten Versuchspersonen gemessen. Stolwijk und Hardy (1977) ermittelten

ein Gewichtungsfaktorverhältnis von 11 : 1 für Kern- und mittlere Hauttemperatur, während Nadel (1971) ein Verhältnis von 8.5 : 1 angab. Gewichtungen zwischen den genannten Werten von 14:1 und 4,4:1 sind auch bei anderen Autoren zu finden (siehe Cabanac, 1975).

Die geringe Abweichung des lokalen Gewichtungsfaktors ist auch hier durch die nicht einheitliche Verhaltensweise erklärbar: So berichteten Downey et al. (1976) über identische Schwellen der einzelnen Hautareale für den Einsatz der Schweißproduktion, während Ergebnisse von Werner (1983) und eigene Messungen hier deutliche Unterschiede aufwiesen. Unterschiedliche lokale Gewichtungsfaktoren einzelner Hautareale sowie differierende Gewichtungsfaktoren bei Erwärmung und Kühlung dokumentierten Crawshaw et al. (1975).

Insgesamt zeigen sich bei den Vergleichen der gewonnenen Meßdaten immer mehr oder weniger starke Abweichungen zu den von anderen Autoren vorgestellten Ergebnissen, die zudem auch untereinander unterschiedlich sind. Diese Abweichungen lassen sich zum Teil sicherlich durch das untersuchte "Meßobjekt" Mensch erklären, da dieser nicht als "normierter" Proband zur Verfügung steht. Wie jedoch das folgende Kapitel zeigt, sind zur korrekten Interpretation lokaler thermischer Belastungen und ihrer Auswirkungen auf die lokale Schweißrate Modifikationen und Ergänzungen der bisher bekannten Reglermodelle erforderlich.

4.5.3 Versuche mit beidseitiger, antisymmetrischer thermischer Belastung

Die Bewertung dieses Versuchstyps erfolgt zunächst anhand der in den Bildern 3.2.3.1A,B vorgestellten Zeitverläufe. Aus den Bildern ist ersichtlich, daß in diesem Fall veränderte lokale Hauttemperaturen an den beiden Oberschenkeln keine veränderten lokalen Schweißraten zur Folge hatten. Die Ergebnisse waren mit den in 3.2.2 gefundenen Meßwerten bei einseitiger zusätzlicher

thermischer Belastung nicht kompatibel, da zunächst eine gesunkene lokale Schweißrate am gekühlten Bein und eine gestiegene am erwärmten Bein erwartet wurde. Damit ist auch keine Beschreibung der stationären lokalen Schweißraten mit der unter 3.2.5.2 genannten Gleichung für einseitige lokale Zusatzbelastungen möglich. Folglich entfällt auch eine Übereinstimmung der vorgestellten Meßergebnisse mit den Untersuchungen der in 4.5.2 zitierten Autoren.

Bei einseitiger zusätzlicher thermischer Belastung hatte sich eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse ergeben. Die Meßergebnisse der Versuche mit beidseitiger, antisymmetrischer Belastung sind jedoch prinzipiell nicht mit nur einer Gleichung zu beschreiben, solange hierin ein Term der lokalen Hauttemperatur in der bisher vorgestellten Form vorhanden ist. Deshalb muß zu dem bisher durch eine Gleichung beschriebenen Reglerverhalten ein weiterer Mechanismus existieren, der z.B. in den beschriebenen Spezialfällen identischer Wärmezufuhr und Wärmeabführung in Kraft tritt. Voraussetzung für die Erkennung zu- oder abgeführter Wärmemengen ist die Messung eines Temperaturprofils an mindestens zwei Stellen. Hier geben auch die Modellvorstellungen anderer Autoren (Ivanov, 1982, 1984; Houdas, 1977; Houdas et al. 1973, 1978; Houdas und Guieu, 1974; Grucza, 1983; Webb et al., 1978) wichtige Hinweise: Die genannten Autoren bevorzugen als Modell der Temperaturregulation einen Servomechanismus, der Wärmeströme in und aus dem Körper steuert. Auch hierzu ist die Erfassung von Temperaturgradienten erforderlich.

Lokale Veränderungen der Schweißdrüsenaktivität durch direkte thermische Einwirkungen (Bullard et al., 1967; Ogawa, 1970, 1984; Wurster und McCook, 1969) konnte in unseren Experimenten nicht ausgeschlossen werden. Diese Effekte, die auf einer gesteigerten Transmittersubstanzfreisetzung bei Temperaturanstieg beruhen, lassen sich bei der vorliegenden Versuchsdurchführung nicht von der durch zentrale Regulation hervorgerufenen lokalen Schweißrate trennen, da die Temperaturänderungen in den Klimaboxen auf relativ große Flächen einwirkte. Aus diesem Grunde setzte sich

die gemessene Schweißrate immer aus beiden Mechanismen zusammen, sofern beide eine Rolle spielten. Insgesamt gesehen scheint eine direkte Veränderung des Schweißdrüsenverhaltens durch die Temperatur eher eine untergeordnete Rolle zu spielen, da sich dies andernfalls deutlich in den Meßwerten gezeigt hätte. Hier hätte ein direkter thermischer Einfluß nämlich genau das erwartete Verhalten - gesteigerte Schweißrate am erwärmten Bein, gesunkene Schweißrate am abgekühlten Bein - provozieren müssen.

Die relativ hohe Windgeschwindigkeit, die für eine vollständige Verdunstung des produzierten Schweiß sorgte, schloß eine Verringerung der lokalen Schweißrate durch lokale Hautnässe (Nadel, Stolwijk, 1973; Ogawa, 1984) aus.

Insgesamt muß aufgrund der gewonnenen Ergebnisse davon ausgegangen werden, daß zwei lokale Komponenten bei der Ansteuerung der lokalen Schweißrate relevant sind:

1. Ein zentral im Regler verarbeitetes, lokales Temperatursignal, das lokal die Schweißrate steuert,
2. Direkte physikalisch und/oder chemisch bedingte Temperaturauswirkungen, deren Gewichtung jedoch deutlich geringer als die der zentral bestimmten Ansteuerungssignale ist.

Die zentral verarbeiteten lokalen Temperatursignale, die ihrerseits lokal die Schweißrate ansteuern, zeigen unter bestimmten Belastungssituationen keine regulative Wirkung, wie durch die antisymmetrische Belastung der Beine belegt werden konnte.

Dies Verhalten ist in temperaturphysiologischen Untersuchungen bisher nicht gezeigt worden. Interessante Bezüge ergeben sich jedoch aus Untersuchungen zur Temperaturempfindung. Hardy und Oppel (1937) registrierten bei Erwärmung beider Hände eine 30% erniedrigte Wahrnehmungsschwelle gegenüber der Erwärmung einer Hand. Hergeth et al. (1941) berichteten bei der Wahrnehmung thermisch stimulierter Hautareale von einer peripheren Summation bei kleinen Hautflächen und einer zentralen Summation bei größeren Hautflächen. Marks und Stevens (1973, a) konnten zeigen,

daß die räumliche Summation bei der Wahrnehmung von Wärme nicht nur über große Flächen sondern auch über räumlich getrennte Körperregionen erfolgt. Der Mechanismus zur Aufschlüsselung der räumlichen Summierung ist nach Marks und Stevens (1973,b) in den Wärmeleitungseigenschaften der Hautschichten begründet, und erstreckt sich sowohl auf räumliche und zeitliche Vorgänge (Marks et al.,1976).

Vergleicht man die Meßwerte aus den Versuchen mit anti-symmetrischen Beinbelastungen mit denen aus 3.2.5 (Belastung eines Armes und eines Beines), so zeigen sich auf den ersten Blick keine einheitlichen Ergebnisse. Während in den Versuchen, in denen je ein Arm erwärmt und ein Bein gekühlt wurde, analog zu den Experimenten mit beiden Beinen die lokalen Schweißraten unverändert blieben, nahmen in den Versuchen mit einem gekühlten Arm und einem erwärmten Bein die lokalen Schweißraten deutlich ab. Offensichtlich lag hier trotz unveränderter thermischer Gesamtbelastung eine unterschiedliche Gewichtung der positiven bzw. negativen Temperaturänderungen vor. Dies Ergebnis ist kompatibel mit den von Crawshaw et al. (1975) gefundenen Ergebnissen, die unterschiedliche Gewichtungsfaktoren verschiedener Körperflächen bei Erwärmung und Abkühlung bestätigten. Die Gewichtungsfaktoren der Oberschenkel waren nahezu identisch bei Erwärmung (0.15) bzw. Kühlung (0.12), während an den Unterarmen bei Erwärmung (0.06) eine deutlich geringere Gewichtung vorlag, als bei Kühlung (0.12), was auch die experimentellen Daten belegen.

4.5.4 Versuche mit einseitiger ergometrischer Belastung

Die Meßergebnisse in Bild 3.3.1.1 und Bild 3.3.3.1 dokumentieren den deutlichen Unterschied der an den Oberschenkeln gemessenen Schweißraten: Trotz identischer Haut- und Kerntemperaturen zeigte der arbeitende, rechte Oberschenkel eine höhere Zunahme der lokalen Schweißrate als der ruhende, linke Oberschenkel. Hierfür

kann nicht die lokale Hauttemperatur und ebenfalls nicht die Kern- und mittlere Hauttemperatur als Erklärung herangezogen werden, da sich die lokalen Hauttemperaturen auf gleichem Niveau befanden. Vielmehr deutet dies Verhalten auf die Existenz von Muskelthermorezeptoren hin.

Obwohl mehrere Autoren die Muskeltemperatur bei Arbeitsbelastung registrierten (Bazett, 1927; Robinson et al., 1965; Saltin et al., 1966, 1968; Gisolfi und Robinson, 1970) und deutliche Zunahmen bei Arbeitsbeginn teilweise bis auf Werte oberhalb der Kerntemperaturen feststellten, war die Interpretation ihrer thermoregulatorischen Rolle sehr unterschiedlich: Beaumont und Bullard (1963) sahen nichtthermische Ursachen im Anstieg der Schweißproduktion bei Arbeitsbeginn. Bradbury et al. (1964) vermuteten in der durch die proportionale Reglercharakteristik hervorgerufenen Kerntemperatursteigerung den auslösenden Faktor für eine ansteigende Schweißproduktion. Robinson et al. (1965) hielten Thermorezeptoren in den Muskeln oder in den zur Muskulatur gehörenden Venen für möglich. Ebenso nahmen sie an, daß der Hypothalamus bei Arbeit auch durch afferente Signale von Mechanorezeptoren angesteuert würde. Neuromuskuläre Auswirkungen spielen nach Nielsen und Nielsen (1965) in stationären Bedingungen eine untergeordnete Rolle. Saltin et al. (1968) registrierten eine gute Korrelation der Evaporation zur Kern- und Muskeltemperatur bzw. Haut- und Muskeltemperatur. Auch Gisolfi und Robinson (1970) vermuteten eine mögliche Veränderung der Schweißproduktion durch neuromuskuläre Signale von Mechanorezeptoren. Cabanac (1975) hielt die Existenz von Muskelthermorezeptoren ebenfalls für unwahrscheinlich.

Tierexperimentelle Daten aus den letzten Jahren geben erneut Hinweise auf die Thermosensitivität interner Körperregionen außerhalb des Hypothalamus. Mercer und Jessen (1980) fanden bei der Kontrolle der evaporativen Wärmeabgabe von arbeitenden Hunden eine nicht zu vernachlässigende Thermosensitivität außerhalb des Hypothalamus. Nichtthermische Inputs bei der Ansteuerung der Wärmeabgabe hielten sie für fraglich. Experimente mit Ziegen gaben bei Untersuchungen von Jessen et al. (1983) Hinweise auf

thermosensitive Elemente in den Skelettmuskeln der Beine. Da sowohl die tierexperimentellen Daten die Annahme von Muskelthermorezeptoren unterstützen, als auch die Versuche mit Ergometerbelastung ein Verhalten der lokalen Schweißrate zeigen, das mit thermosensitiven Rezeptoren in den Muskeln erklärbar ist, sieht das in Kapitel 5 vorgestellte Modell diese Rezeptoren vor.

4.5.5 Versuche mit ergometrischer Belastung des rechten Beines und gleichzeitiger Kühlung des linken Beines

Obwohl die Lufttemperatur am gekühlten Bein Werte unter 10°C erreichte, konnte durch die Kühlung nicht die Wärmemenge abgeführt werden, die am arbeitenden Bein erzeugt wurde. Hinsichtlich der Wirksamkeit der Kühlung konnten indirekt die Ergebnisse anderer Autoren bestätigt werden, die die effektivste Gegenkühlung bei Arbeit an den Regionen des Körpers gefunden hatten, an denen vasokonstriktive Gegenreaktionen nicht oder nur geringfügig auftraten (Literaturangaben siehe 4.3).

Kompensatorische Effekte in Form von unveränderten lokalen Schweißraten (im Vergleich zu den Kontrollexperimenten) traten nicht auf. Diese Effekte waren ein wesentlicher Gesichtspunkt der Experimente mit antisymmetrischer thermischer Belastung. Im Gegenteil verhinderten in den Ergometerversuchen thermoregulatorische Gegenmaßnahmen selbst eine effektivere Auswirkung der Kühlung. Dies bestätigt die Vermutung, daß bei der Erfassung von über die Haut zugeführten und durch Arbeit im Muskel erzeugten Wärmemengen unterschiedliche Thermorezeptoren, nämlich Haut- und Muskelrezeptoren, relevant sind.

5. Schlußfolgerungen

5.1 Funktionsprinzipien der Steuerung der lokalen Schweißrate

Die Ansteuerung der lokalen Schweißrate erfolgt durch Steuersignale, die von einem zentralen Regler bestimmt werden. Bei der Ansteuerung des Reglers wird grundsätzlich von folgenden Inputs ausgegangen:

- Kerntemperatur
- Mittlere Hauttemperatur
- Lokale Hauttemperatur
- Muskeltemperatur.

Die Registrierung der sogenannten "Kerntemperatur" in temperaturphysiologischen Experimenten am Menschen wirft die Frage nach der Definition eines genauen Meßortes auf. Die Meßorte beschränken sich beim Menschen meist auf Bereiche, die durch natürliche Körperöffnungen zur Verfügung stehen. Allerdings ist das Verhalten der an diesen Stellen gemessenen Temperaturen nicht einheitlich. So benötigten Edwards et al. (1978) für die Darstellung der Ösophagustemperatur aus der Rektaltemperatur zwei Modelle, eines für steigende und eines für fallende Kerntemperaturen. Edwards und Mitarbeiter fanden eine gute Korrelation zwischen Ösophagustemperatur und der Temperatur des arteriellen Herzblutes. Mairiaux et al. (1983) bestätigten bei ruhenden Probanden eine gute Möglichkeit zur Ableitung der Ösophagustemperatur aus der oralen Temperatur, die jedoch bei arbeitenden Probanden weniger gut korreliert waren. Kiley et al. (1984) untersuchten die Rektal-, Blut- und Hirntemperatur. Sie konnten zeigen, daß die Rektaltemperatur kein guter Index für die Hirntemperatur ist. Eine bessere Korrelation bestand zwischen Bluttemperatur (arteria carotis) und Hirntemperatur. Hayward et al. (1984) stellten bei Erwärmungsversuchen unterkühlter Probanden eine gute Vergleichbarkeit von Ösophagus und Herztemperatur

fest, während in ihren Experimenten Rektal- und Ohrkanaltemperatur nicht mit der Herztemperatur übereinstimmen. In neueren Modellvorstellungen wird für die Kerntemperatur ein integriertes Signal angenommen, das auch thermosensitive Strukturen innerhalb des Kerns berücksichtigt (Jessen, 1985; Werner, 1984).

Für die Berechnung der Kerntemperatur aus den Experimenten wird hier, soweit erforderlich, der arithmetische Mittelwert aus den gemessenen Ösophagus- und Rektaltemperaturen herangezogen. Die in den ersten Experimenten ebenfalls registrierte Ohrkanaltemperatur wies relativ starke Abhängigkeiten von der Außenluft auf und wurde deshalb nicht in Betracht gezogen.

Die mittlere Hauttemperatur als solche ist nicht direkt meßbar. Vielmehr handelt es sich hier um eine hypothetische, berechnete Größe, die unterschiedliche Oberflächenanteile einzelner Hautareale berücksichtigt. Wie schon bei anderen Autoren, deren Berechnungsgrundlage für die mittlere Hauttemperatur bereits dargestellt wurde, erwies sich diese Größe auch in den hier gezeigten Experimenten als hilfreicher Faktor, der zur Erläuterung der Regulation lokaler Schweißraten sinnvolle Aussagen ermöglicht. Über die Verarbeitung dieser mittleren Hauttemperatur im zentralen Regler liegen bisher keine gesicherten Erkenntnisse vor. Es ist jedoch anzunehmen, daß sämtliche afferenten Signale der Hauttemperatursensoren im zentralen Regler integriert und weiterverarbeitet werden. Weiterhin muß berücksichtigt werden, daß einzelne Hautareale mit unterschiedlichen Gewichtungsfaktoren bei Erwärmung und Kühlung in die Bewertung der mittleren Hauttemperatur eingehen (Crawshaw et al., 1975). Dies ergibt sich aus den Experimenten mit antisymmetrischer Arm- und Beinbelastung.

In Anlehnung an die von Crawshaw et al. (1975) ermittelten Werte wurde deshalb eine modifizierte mittlere Hauttemperatur, Kennzeichnung $\bar{T}_S^*$, erarbeitet, die unterschiedliche Gewichtungen einzelner Hautareale bei Erwärmung und Kühlung berücksichtigt.

Die Verschiebung der Gewichtungsfaktoren einzelner Hautareale zu größeren oder kleineren Werten bei Erwärmung oder Kühlung erfordert eine Korrektur aller Gewichtungsfaktoren, um insgesamt als Summe wieder 100% zu erreichen. (Im Rahmen der genannten Korrektur wurde jeder Gewichtungsfaktor durch die Summe aller Gewichtungsfaktoren dividiert, so daß die Gesamtsumme nach dieser Rechenoperation den Wert "1" ergab.) Aus diesem Grund ist für jeden der durchgeführten Versuchstypen mit einem eigenen Satz von Gewichtungsfaktoren zu rechnen. Ein Vergleich der modifizierten Koeffizienten ist aus den Tabellen 5.1.1 und 5.1.2 zu entnehmen. Im Abschnitt 5.2 werden Konsequenzen und Auswirkungen der modifizierten mittleren Hauttemperatur im Hinblick auf die experimentellen Ergebnisse erläutert.

Die lokale Hauttemperatur als eine die lokale Schweißrate bestimmende Größe ist sicherlich unbestritten. Ungeklärt war bisher jedoch die Frage, wo und wie die von lokalen Thermosensoren ausgehenden Signale verarbeitet werden. Insbesondere blieb offen, ob diese afferenten Signale lediglich integrativ, z.B. zur Bestimmung der mittleren Hauttemperatur verarbeitet werden und Temperaturabhängigkeiten der lokalen Schweißraten ausschließlich auf direkte Einflüsse zurückzuführen sind, wie z.B. eine temperaturabhängige Transmittersubstanz-Freisetzung der Hautsensoren.

Die in der vorliegenden Arbeit dargestellten experimentellen Resultate zeigen jedoch, daß eine Rückkopplung zwischen dem Ursprungsgebiet der afferenten thermischen Information und dem Ort der Effektorwirkung bestehen muß. Weiterhin ist der Anteil des zentralen Reglers an der Ansteuerung der lokalen Schweißdrüsen deutlich größer als der direkter lokaler Temperatureinflüsse.

	Flächenanteile (Kap.2.4.1)	Crawshaw et al. (Erwärmung)	(Kühlung)

Stirn	0.07	0.21	0.19
Brust	0.175	0.10	0.08
Bauch	0.175	0.17	0.12
Rücken	--	0.11	0.09
Oberarm re.	0.035	0.06	0.065
Unterarm re.	0.035	0.03	0.06
Hand re.	0.025	--	--
Oberarm li.	0.035	0.06	0.065
Unterarm li.	0.035	0.03	0.06
Hand li.	0.025	--	--
Oberschenkel re.	0.095	0.075	0.06
Wade re.	0.065	0.04	0.075
Fuß re.	0.035	--	--
Oberschenkel li.	0.095	0.075	0.06
Wade li.	0.065	0.04	0.075
Fuß li.	0.035	--	--

Tabelle 5.1.1: Gegenüberstellung der Koeffizienten zur Gewichtung der mittleren Hauttemperatur. Vergleich der in Kapitel 2.4.1 nach Flächenanteilen bzw. hier nach Crawshaw et al. (1975) gewichteten Faktoren (unterschiedlich bei Erwärmung und Kühlung).

Versuchstyp	Arm warm/ Bein kalt	Arm kalt/ Bein warm	Bein warm/ Bein kalt

Stirn	0.206	0.203	0.206
Brust	0.186	0.18	0.187
Bauch	0.186	0.18	0.187
Oberarm re.	0.05915	0.065	0.059
Unterarm re.	0.0196	0.039	0.019
Hand re.	0.0098	0.02	0.0098
Oberarm li.	0.05915	0.063	0.059
Unterarm li.	0.0196	0.019	0.019
Hand li.	0.0098	0.009	0.0098
Oberschenkel re.	0.0588	0.072	0.0746
Wade re.	0.049	0.026	0.0249
Fuß re.	0.0245	0.013	0.0122
Oberschenkel li.	0.0735	0.072	0.059
Wade li.	0.0269	0.026	0.0491
Fuß li.	0.0122	0.013	0.0246

Tabelle 5.1.2: Gegenüberstellung der in Anlehnung an Crawshaw et al. (1975) ermittelten Gewichtungskoeffizienten der einzelnen Hautareale für die verschiedenen Versuchstypen.

Die Muskeltemperatur erweist sich als eine notwendige Größe zur Beschreibung der Regulation lokaler Schweißraten. Die Lokalisation der die Muskeltemperatur registrierenden Sensoren sowie die Bestimmung der tatsächlichen Muskeltemperatur steht noch aus. Diese Festlegung hat jedoch, wie noch gezeigt wird, keinen grundsätzlichen Einfluß auf die Modellbildung des Reglers zur Ansteuerung der lokalen Schweißrate.

Aufgrund der experimentellen Ergebnisse muß die Muskeltemperatur einen "lokalen" Charakter haben: Sie modifiziert die lokale Schweißrate des Hautgebietes, in dessen unmittelbarer Nähe sich der arbeitende Muskel befindet.

Da in den vorgestellten Experimenten die Muskeltemperatur nicht meßtechnisch erfaßt wurde, gehen hier bei der Bestimmung des Regelungsmodelles Ergebnisse anderer Autoren in die Rechnung ein. Die Abschätzung der Muskeltemperaturhöhe orientiert sich an den Experimenten von Saltin et al. (1966, 1968) und wird deshalb bei Arbeit etwa ein Grad höher als die Kerntemperatur angenommen.

Der Ablauf der vorgestellten Experimente war auf die Erreichung stationärer Zustände bei definierten äußeren Bedingungen ausgelegt. Innerhalb dieser stationären Zustände wurden die Schwellenwerte für das Auftreten einer lokalen Schweißproduktion deutlich überschritten, da so auch kleine relative Änderungen der lokalen Schweißraten immer meßtechnisch genau zu erfassen waren. Bei der Festlegung der hier nicht ermittelten Schwellenwerte werden im Modell ebenfalls Literaturangaben anderer Autoren berücksichtigt (Nadel et al., 1971a,b; Jessen, 1985).

Insgesamt bestimmen die vier oben beschriebenen Größen die Höhe der lokalen Schweißrate im stationären Zustand. Das Reglerverhalten läßt sich, allerdings mit Einschränkungen, mit einem Algorithmus beschreiben, der den von Nadel (1971a,b) vorgestellten Gleichungen ähnlich ist: Kern-, mittlere Haut- und Muskeltemperatur werden linear im Regler verarbeitet und wirken additiv zusammen. Dagegen zeigt die lokale

Hauttemperatur ein nichtlineares, multiplikatives Verhalten, das sich mit einer Exponential-Funktion beschreiben läßt.

Die lokale Hauttemperatur ist jedoch in speziellen Belastungsfällen nicht relevant für die Höhe der lokalen Schweißrate.

Diese Belastungsfälle sind immer dann gegeben, wenn durch zusätzliche oder geänderte thermische Belastungen zwei Bedingungen erfüllt werden:

1. Die thermische Gesamtbelastung bleibt unverändert,
2. Unter Berücksichtigung aller relevanten internen Gewichtungsfaktoren wird die thermische Gesamtbelastung vom zentralen Regler als unverändert interpretiert.

Unter den genannten Bedingungen werden lokale Regelmachanismen unterdrückt und die Schweißrate lediglich durch zentrale Größen gesteuert.

Vorraussetzung der Erkennung von Zuständen thermischen Gleichgewichtes ist die Bestimmung von Temperaturprofilen oder -gradienten. Hierzu sind sowohl Thermorezeptoren an der Oberfläche (Haut) als auch in tieferen Schichten erforderlich. Hinweise auf die Existenz von Thermorezeptoren z.B. in tieferen Hautschichten, in der Muskulatur oder an anderen Orten sind in der oben genannten Literatur zu finden.. Allerdings ist aufgrund der experimentellen Ergebnisse dieser Arbeit nicht feststellbar, welche Rezeptoren an der Bestimmung von Temperaturgradienten beteiligt sind.

Mit Hilfe der beschriebenen Reglereingangsgrößen wurde ein Modell erarbeitet, das in der Lage ist, die funktionellen Zusammenhänge bei der Regulation der lokalen Schweißrate zu beschreiben. Das Modell ist in Bild 5.1.1 abgebildet.

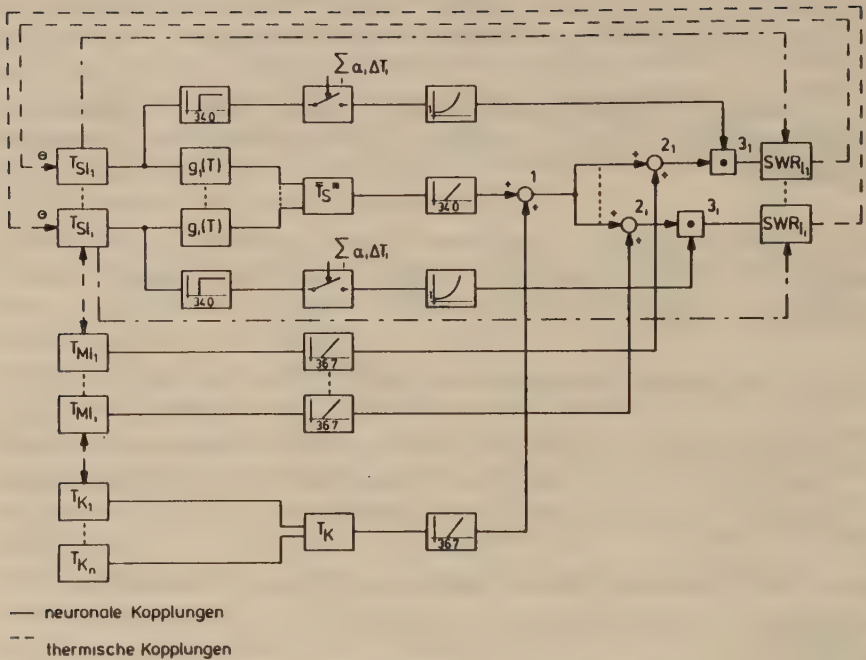


Bild 5.1.1: Funktionsmodell zur Beschreibung der Regulation lokaler Schweißraten beim Menschen.

Als Eingangsgrößen in den zentralen Regler sind lokale Haut- und Muskeltemperaturen sowie Kerntemperaturen vorgesehen.

Die Signalwege im Detail:

Hauttemperaturen

Alle lokalen Hauttemperaturen werden auf zwei getrennten Wegen verarbeitet:

1. Als bestimmende Größe für die mittlere Hauttemperatur. Zunächst wird jede Hauttemperatur mit einem temperaturabhängigen

Gewichtungsfaktor $g(T)$ multipliziert. Dieser Gewichtungsfaktor berücksichtigt sowohl den jeweiligen Anteil an der Gesamtoberfläche des Körpers, als auch abweichende Reaktionen auf Erwärmung bzw. Kühlung. Aus den so erhaltenen Einzeltemperaturen wird die mittlere Hauttemperatur $\bar{T}_S^*$ durch arithmetische Mittelwertbildung errechnet. Beim Überschreiten der Schwellentemperatur von 34°C wird die mittlere Hauttemperatur mit einer Konstanten multipliziert und steht daraufhin am Summenpunkt "1" an.

2. Als lokal wirksame Steuergröße.

Nach Überschreitung des Schwellenwertes von 34°C wird das Signal mit einer Exponentialfunktion gewichtet und liegt danach am Verknüpfungspunkt "3" an. Ergänzend zu bisher vorgestellten Modellen kann dieser Signalweg durch einen "Schalter" unterbrochen werden. Dieser wird immer dann aktiviert, wenn bei veränderten Teilbelastungen die thermische Gesamtbelastung als konstant erkannt wird. Diese Erkennung der thermischen Belastung erfolgt über die Bestimmung von Temperaturdifferenzen z.B. zwischen der Oberfläche (Haut) und tieferen Schichten. Mit Hilfe der gemessenen Temperaturdifferenzen ist es dem Regler möglich, Temperaturgradienten oder -profile zu bestimmen, die Auskunft über zu- oder abgeführte Wärmeströme geben können. Eine genaue Lokalisation der an der Differenzbildung beteiligten Thermorezeptoren sowie eine Festlegung der Gewichte einzelner Differenzen ist mit den hier vorgestellten experimentellen Daten nicht möglich. Es ist jedoch nicht auszuschließen, das neben den bereits oben erwähnten Thermorezeptoren weitere Rezeptoren z.B. in subcutanen Schichten beteiligt sind.

Kerntemperaturen

Die im Regler verarbeitete Kerntemperatur setzt sich in dem vorgestellten Modell aus mehreren Einzelwerten T_{K_n} zusammen. Das Modell ist damit in der Lage, thermosensitive Elemente an verschiedenen zentralen Orten zu berücksichtigen, wie sie von mehreren Autoren bereits nachgewiesen wurden. Im Modell wird aus den Einzelwerten der arithmetische Mittelwert gebildet und als

Kerntemperatur T_K weiterverarbeitet. Hier sind in Analogie zur mittleren Hauttemperatur ein Schwellenwert ($36,7^\circ\text{C}$) sowie die Multiplikation mit einem Gewichtungsfaktor vorgesehen.

Das so verarbeitete Signal der Kerntemperatur steht ebenfalls am Summenpunkt "1" an.

Muskeltemperatur

Die Muskeltemperatur als Reglereingangsgröße hat entsprechend den experimentellen Ergebnissen einen lokalen Charakter, d.h. sie beeinflusst lediglich die lokalen Schweißraten, die sich in unmittelbarer Nähe des arbeitenden Muskels befinden. Im Signalweg der Muskeltemperatursensoren findet sich ein Schwellenwert ($36,7^\circ\text{C}$) sowie ein Gewichtungsfaktor. Damit erfolgt die Verrechnung der Muskeltemperatur analog zur Verarbeitung der mittleren Hauttemperatur und der Kerntemperatur. Während die beiden letztgenannten Größen jedoch als efferentes Signal an allen lokalen Schweißdrüsen zur Verfügung steht, wirkt sich die Muskeltemperatur lokal aus.

Dies Verhalten wird durch die Summationspunkte "1" und "2" symbolisiert:

Im Summationspunkt "1" werden die efferenten Signale von mittlerer Hauttemperatur und Kerntemperatur zu einem zentralen Signal zusammengefasst. Dies Signal wird im darauffolgenden Knotenpunkt auf alle lokalen Schweißdrüsen verzweigt. Erst nach dieser Verzweigung erfolgt eine Verschaltung des zentralen Signals mit den efferenten Signalen aus den lokalen Muskeltemperaturen in den Summationspunkten 2_1 bis 2_i .

Im Ausgang der Punkte "2" steht also bereits ein Signal zur Verfügung, daß Steuerinformationen aus Kerntemperatur, mittlerer Hauttemperatur und lokaler Muskeltemperatur enthält. Alle drei Komponenten sind additiv verschaltet. In den multiplikativen Gliedern " 3_1 " bis " 3_i " werden die Steuersignale aus der lokalen Hauttemperaturen berücksichtigt. Diese wirken, ebenfalls lokal, als modifizierender Faktor auf die Summe der zentralen Größen und

der lokalen Muskeltemperatur. Ist der Zweig der lokalen Hauttemperaturen unterbrochen, erfolgt eine Multiplikation mit 1. Das so gebildete Signal gelangt zu den lokalen Schweißdrüsen und bestimmt die lokale Schweißrate.

Das vorgestellte Modell zur Ansteuerung der lokalen Schweißrate benötigt in seiner inneren Verschaltung keine Elemente mit negativen Vorzeichen oder negativen Kennlinien. Vielmehr sind definitionsgemäß alle Übertragungsglieder so ausgelegt, daß bei Unterschreitung der Schwellenwerte der zugehörige Beitrag gleich "null" wird. Negative Beiträge entstehen nicht. Auch an den Summenpunkten und multiplikativen Gliedern sind alle Verknüpfungen mit positivem Vorzeichen vorgesehen (Einschränkungen müssen eventuell bei den sogenannten "Schaltern", die z.B. durch Schaltneurone repräsentiert werden könnten, gemacht werden).

Die zur Erfüllung einer sinnvollen Regulation (Gegenkopplung) notwendige Bedingung, daß im geschlossenen Regelkreis ein negatives Vorzeichen vorhanden sein muß, wird durch die thermische Verbindung von lokaler Schweißrate und zugehöriger Hauttemperatur (symbolisiert durch die gestrichelten Linien) geschaffen, da gestiegene lokale Schweißraten einer Erhöhung der zugehörigen Hauttemperatur entgegenwirken.

Aus Gründen der Vollständigkeit sind in strichpunktierter Linie direkte Verbindungen zwischen lokaler Hauttemperatur und lokaler Schweißrate im Modell vorgesehen. Diese Verbindungen berücksichtigen durch die Hauttemperatur direkt erzeugte Schweißratenänderungen. Diese Auswirkungen können nicht ganz ausgeschlossen werden, allerdings ist die Gewichtung äußerst gering im Vergleich zu den vom zentralen Regler bedingten Ansteuerungen.

Die Bestimmung einer synthetischen Reglergleichung wird im Abschnitt 5.3 beschrieben.

5.2 Auswirkungen und Konsequenzen der modifizierten mittleren Hauttemperatur

Wie bereits in 5.1 erläutert, wird die Gewichtung einzelner Oberflächenanteile zur Bestimmung der mittleren Hauttemperatur bei Erwärmung bzw. Kühlung verändert. Hinweise hierfür wurden von Crawshaw et al. (1975) geliefert. Insbesondere die Meßergebnisse der in Kapitel 3.2.5 vorgestellten Experimente mit antisymmetrischer Arm- und Beinbelastung ließen vermuten, daß gerade die lokalen Gewichtungsfaktoren des Armes bei Erwärmung und Kühlung deutlich variieren. Durch eine Auswertung der Meßergebnisse mit in Anlehnung an Crashaw modifizierten Gewichtungskoeffizienten der mittleren Hauttemperatur konnte die Vermutung bestätigt werden. Wie aus den Koeffizienten der Tabelle 5.1.1 hervorgeht, entspricht in dem Versuchstyp mit erwärmten Arm und gekühlten Bein das Verhältnis der Gewichtungen etwa dem Oberflächenanteil der Extremitäten.

Die Experimente mit gekühltem Arm und erwärmten Bein weisen jedoch eine erheblich höhere Gewichtung des Armes als des Beines auf. Aus diesem Grunde ergeben sich mit den modifizierten Koeffizienten für die mittlere Hauttemperatur $\bar{T}_S^*$ hier neue Werte. Diese werden in der folgenden Gegenüberstellung mit den nach Hardy -Dubois ermittelten $\bar{T}_S$ Werten verglichen:

Versuchstyp	$\Delta \bar{T}_S$ (alt)	$\Delta \bar{T}_S^*$ (neu)
Arm warm/ Bein kalt	-0.31 ± 0.21 ($\alpha < 0.05$)	$+0.760 \pm 0.1566$ ($\alpha < 0.05$)
Arm kalt/ Bein warm	-0.31 ± 0.32	-0.828 ± 0.4071 ($\alpha < 0.05$)

Tabelle 5.2.1: Vergleich der mittleren Hauttemperaturen $\Delta \bar{T}_S$ und $\Delta \bar{T}_S^*$, mit Angabe der Standardabweichungen der Meßwerte sowie des Signifikanz-Niveaus mit dem Wicoxon Test.

Während die nach der ursprünglichen Formel berechnete Hauttemperatur für beide Versuchstypen etwa identische Differenzen der mittleren Hauttemperatur zwischen Umschaltzeitpunkt der Klimaboxen bei ca. 1,5 Stunden und dem Versuchsende aufwies, zeigt die nach der modifizierten Formel berechnete mittlere Hauttemperatur $\Delta \bar{T}_S$ ein anderes Verhalten: Beide Änderungen sind vom Betrag mehr als doppelt so hoch und weisen für beide Versuchstypen entgegengesetzte Vorzeichen auf:

Die Kühlung eines Armes bei gleichzeitiger Erwärmung eines Beines führt zu einer Abnahme der modifizierten mittleren Hauttemperatur ($\Delta \bar{T}_S = -0.828 \text{ } ^\circ\text{C}$), während der Versuch mit einem erwärmten Arm sowie einem gekühltem Bein einen Anstieg der modifizierten mittleren Hauttemperatur zeigt ($\Delta \bar{T}_S = +0.76 \text{ } ^\circ\text{C}$).

Unter Berücksichtigung dieser Werte läßt sich das Verhalten der lokalen Schweißraten wie folgt erklären:

1. Versuch mit erwärmten Arm und gekühltem Bein

Trotz unveränderter thermischer Gesamtbelastung war in diesem Versuchstyp eine leichte (nicht signifikante) Zunahme der lokalen Schweißraten feststellbar. Ein ähnliches Ergebnis zeigte sich auch bei den registrierten Kerntemperaturen (siehe auch Bild 3.2.5.3), deren Tendenz ebenfalls leicht steigend, wenn auch nicht signifikant, gemessen wurde. Für das Verhalten der lokalen Schweißraten könnte die signifikant gestiegene mittlere Hauttemperatur $\Delta \bar{T}_S$ als Ursache angesehen werden. Der Regler erkennt in diesem Versuchstyp insgesamt eine thermische Belastung, die ein den lokalen Hauttemperaturen des Armes und des Beines entsprechendes Verhalten der lokalen Schweißraten verhindert.

2. Versuch mit gekühltem Arm und erwärmten Bein

Die lokalen Schweißraten an Unterarm und Oberschenkel gingen im Rahmen dieses Versuches trotz unveränderter thermischer Gesamtbelastung deutlich zurück. Hierfür scheint die ebenfalls reduzierte mittlere Hauttemperatur $\Delta \bar{T}_S$ verantwortlich zu sein. Darüber hinaus ergab sich bei diesem Versuchstyp eine leichte

Verschiebung des Kerntemperaturprofiles, was aus den statistischen Auswertungen von Ösophagus und Rektaltemperatur (siehe Bild 3.2.5.3) hervorgeht: Die Ösophagustemperatur weist im Vergleich zum Versuch mit erwärmtem Arm im Mittel eine leichte Absenkung auf. Auch eine solche - hier allerdings nicht signifikante - Verschiebung könnte verantwortlich sein für die Abnahme der lokalen Schweißraten.

Aufgrund der Charakteristik der lokalen Gewichtungsfaktoren für die mittlere Hauttemperatur bei Erwärmung und Kühlung ergeben sich ausschließlich für die Experimente, die gleichzeitige Änderungen an Arm und Bein vorsehen, auch geänderte Werte der mittleren Hauttemperatur $\Delta \bar{T}_S$.

Die Versuche mit geänderten Hauttemperaturen an einem oder beiden Beinen weisen bei Berücksichtigung der modifizierten Gewichtungsfaktoren vernachlässigbare Änderungen der mittleren Hauttemperatur von etwa 0.1°C auf, da am Bein die unterschiedlichen Gewichtungen bei Erwärmung und Kühlung erheblich geringer sind.

5.3 Mathematisches Modell für die Steuerung der lokalen Schweißrate

Wie bereits oben erwähnt, lassen sich die Experimente, in denen durch lokale Hauttemperaturänderungen keine geänderten lokalen Schweißraten ergeben, nicht mit Hilfe einer Gleichung erklären, wie sie z.B. von Nadel (1971) vorgestellt wurde. Vielmehr muß ein zusätzlicher Faktor vorgesehen werden, der Auswirkungen lokaler Hauttemperaturen auf die zugehörigen Schweißraten in bestimmten Fällen unterdrückt.

In Analogie zu dem unter 5.1 vorgestellten Funktionsmodell wurde eine Reglergleichung entwickelt, die zunächst in der Lage ist, die Experimente ohne antisymmetrische Belastung zu beschreiben. Als Ausgangsbasis diente eine Gleichung, die von der Struktur her

mit den von Nadel (1971) übereinstimmt. Allerdings wurde die modifizierte mittlere Hauttemperatur sowie zusätzlich die Muskeltemperatur in die Berechnung mit einbezogen:

$$SWR_1 = [K_1(T_C - T_{C0}) + K_2(\bar{T}_S^* - \bar{T}_{S0}^*) + K_3(T_{M1} - T_{M0})] K_4 \exp((T_{S1} - \bar{T}_S^*) / K_5) \quad (5.3.1)$$

mit: SWR_1 : Lokale Schweißrate
 T_C : Kerntemperatur
 $\bar{T}_S^*$: Mittlere Hauttemperatur (modifiziert)
 T_{M1} : "Lokale" Muskeltemperatur
 T_{S1} : Lokale Hauttemperatur
 $K_{1,2,3}$: Gewichtungsfaktoren zentraler verarbeiteter Größen
 $K_{4,5}$: Lokale Gewichtungsfaktoren zur Berücksichtigung unterschiedlicher Empfindlichkeiten und Schweißdrüsendichte (SWR_{max})
 Index "0" : Schwellenwerte

Ein Rechnerprogramm bestimmte die notwendigen Konstanten und Schwellenwerte. Ein Ausdruck der Software ist im Anhang zu finden. Das Programm erhielt als Datensatz zunächst die aufbereiteten Versuchsdaten. Diese Versuchsdaten wurden in normierter Form eingegeben. Die Normierung bezog sich auf einen Offset-Abgleich aller gemessenen Werte, um bei der gegebenen Höhe der interindividuellen und intraindividuellen Schwankungen überhaupt eine sinnvolle Ergebnis- bzw. Modellvorstellung zu erhalten:

Zur Normierung wurde über alle Meßreihen der Mittelwert zum Zeitpunkt vor der Belastungsänderung durch die Klimaboxen bzw. das Ergometer berechnet und sämtliche Versuchsreihen in ihrem Offset an die so berechneten Mittelwerte angeglichen. Die normierten Versuchsreihen zeichnen sich deshalb kurz vor dem Beginn der Belastungsänderung durch identische Meßdaten aus.

Weiterhin erhielt das Programm den zu überprüfenden Konstantenbereich von K_1 bis K_5 in Form von Eckwerten und die gewünschte Rechenschrittweite. Sobald die berechneten Werte weniger als 10% von den gemessenen Werte abwichen, erschienen die zugehörigen Daten auf dem Bildschirm. Abweichungen unter 1% wurden auf dem Drucker ausgegeben. Falls in dem gewünschten Bereich keine Lösung innerhalb der gesetzten Abweichung existierte, erschienen Nullen als Ausgabe. War der vorgegebene Meßwert einer Temperatur kleiner als der zu berechnende Schwellenwert, ergab sich also ein negativer Wert für die in Gleichung (5.3.1) aufgeführten Klammerausdrücke, ignorierte der Rechner diese Werte. Dieses Verfahren gewährleistete, daß Temperaturen unterhalb des Schwellenwertes keinen Beitrag zum Endergebnis lieferten. Tabelle 5.3.1 gibt einen exemplarischen Ausdruck einer Berechnungstabelle.

Für die in Gleichung (5.3.1) angegebenen Konstanten und Schwellenwerte konnte eine optimierte Lösung errechnet werden:

$$SWR_1 = [120(T_C - 36.7) + 10(\bar{T}_S - 34.0) + 30(T_{M1} - 36.7)] K_A \exp((T_{S1} - 34.0)/6)$$

(SWR in W/m²) (5.3.2)

$$\text{mit: } (T_C - 36.7) = 0 \text{ für } T_C \leq 36.7$$

$$(\bar{T}_S - 34.0) = 0 \text{ für } \bar{T}_S \leq 34.0$$

$$(T_{M1} - 36.7) = 0 \text{ für } T_{M1} \leq 36.7$$

$$\exp((T_{S1} - 34.0)/6) = 1 \text{ für ausgeglichene Wärmeflußbilanz}$$

Zur Ermittlung der in Gleichung (5.3.2) angegebenen Werte wurden die Versuchsdaten der Versuche mit einseitiger Kühlung sowie die Daten der Ergometerversuche mit und ohne Kühlung herangezogen. Sämtliche Meßwerte dieser Experimente konnten durch die angegebenen Gleichung mit einem Fehler kleiner 10% rechnerisch bestimmt werden. Eine Ausnahme macht hier lediglich die in den Versuchen 3.2.2 gemittelte lokale Schweißrate der Brust, die mit einem 11% zu kleinem Wert aus der Rechnung hervorgeht.

Da das auf der Brust benutzte Meßverfahren generell niedrigere Werte liefert, ist dieser Fehler nicht übermäßig zu bewerten.

Messwerte aus Messung ergo_o_li / Iteration beginnend mit K8 / Negative Klammern werden ignoriert

Versuch	Konstante	min	max	step	unten	min	oben
ergo_o_li	K 1	100	150	5	110.00	130.00	0.00
	K 2	10	50	5	10.00	10.00	0.00
	K 3	1	50	5	1.00	1.00	0.00
	K 4	1	2	1	1.00	1.00	0.00
	K 5	1	50	5	6.00	6.00	0.00
	Tc0	36.60	37.60	0.10	36.60	36.60	0.00
	Ts0	34.00	35.00	0.20	34.00	34.00	0.00
	Ta0	36.60	36.60	0.10	36.60	36.60	0.00
	Abweich %				-11.63	0.00	10.00
	SNR					142.59	

Tabelle 5.3.1: Auszug eines Druckerprotokolles für die Optimierung der Gleichungsparameter.

Die Tabelle 5.3.2 gibt einen Überblick über die numerisch und meßtechnisch gewonnenen Daten.

In der Tabelle 5.3.3 sind die sich numerisch ergebenden Gewichtungsfaktoren (K_4 in Gleichung 5.3.2) aufgeführt. Diese Gewichtungsfaktoren berücksichtigen die unterschiedlichen absoluten Schweißraten, die sich aufgrund verschiedener Schweißdrüsendichten der einzelnen Körperregionen einstellen.

Aufgrund der sich aus den Versuchsergebnissen in 3.2.3 ergebenden zusätzlichen zentralen Verarbeitung der lokalen Hauttemperaturen ist dieser Gewichtungsfaktor nicht Bestandteil der exponentiellen Funktion, die z.B. bei Nadel (1971b) zur Bewertung lokaler Einflüsse vorgesehen ist. Vielmehr korrigiert dieser Faktor K_4 direkt die zentralen Größen Kern- und mittlere Hauttemperatur sowie die Muskeltemperatur, die ihrerseits als lokal wirksame Größe zuzuordnen ist.

Meßort	: SWR_{norm} [W/m ²]	: SWR_{num} [W/m ²]	: Abweichung [%]	Versuchstyp
Bein,rechts	: 85.2	77.27	- 9.31	Umschaltpkt.
Bein,links	: 88.48	81.23	- 8.19	
Arm,rechts	: 31.33	31.3	- 0.1	
Brust	: 45.36	45.22	- 0.31	
Bein,rechts	: 73.57	78.11	+ 6.17	Typ 3.2.2
Bein,links	: 47.45	51.39	+ 8.3	
Brust	: 22.57	24.56	+ 8.81	
Brust	: 63.08	62.71	- 0.58	Typ 3.2.3
Brust	: 57.05	57.0	- 0.09	Typ 3.2.5a
Brust	: 47.1	47.05	- 0.1	Typ 3.2.5b
Bein,rechts	: 189.65	184.98	- 2.46	Typ 3.3.1
Bein,links	: 141.46	129.19	- 8.67	
Brust	: 86.28	85.78	- 0.58	
Bein,rechts	: 154.69	154.47	- 0.14	Typ 3.3.2
Bein,links	: 58.43	56.1	- 3.99	
Brust	: 89.28	79.04	-11.47	

Tabelle 5.3.2: Vergleich der meßtechnisch und rechnerisch nach Gleichung 5.3.2 ermittelten Meßdaten.

SWR_{norm} : normierte Meßdaten

SWR_{num} : rechnerisch ermittelte Daten

Meßort	K_4
Oberschenkel	0.85 - 1.0
Unterarm	0.35 - 0.375
Brust	0.60 - 0.75

Tabelle 5.3.3: Auflistung der sich rechnerisch ergebenden relativen Gewichtungsfaktoren " K_4 " an Bein, Arm und Brust.

Eine Bewertung der Gleichung und der Ergebnisse ergibt eine gute Übereinstimmung der gemessenen und der berechneten Werte der lokalen Schweißraten. Weiterhin sind auch die berechneten Konstanten und deren Gewichtung untereinander gut mit den Werten aus Arbeiten anderer Autoren vergleichbar.

Allerdings liefert die Gleichung 5.3.2 aus den schon oben erläuterten Gründen keine Berechnungsmöglichkeit für die lokalen Schweißraten bei antisymmetrischer Belastung. Vielmehr muß hierzu der Wert der Exponentialfunktion mit "1" gesetzt werden. Die Bestimmung der Gewichtungsfaktoren K_4 beruht auf einer mathematischen Optimierung. Diese liefert zwar eine korrekte relative Gewichtung der untersuchten Areale untereinander, jedoch sind die Gewichtungsfaktoren auf die am Oberschenkel gefundenen Werte bezogen.

Aus diesem Grunde wurde ein weiterer mathematischer Ansatz überprüft, der an Stelle der bisher auf den Oberschenkel bezogenen Werte von K_4 die modifizierten Gewichtungsfaktoren K^*_4 (nach Tabelle 5.1.2) der mittleren Hauttemperatur vorsieht. Auf diese Weise ist es möglich, alle experimentellen Ergebnisse der lokalen Schweißrate des Unterarms sowie des Oberschenkels, einschließlich der Versuche mit antisymmetrischer Belastung zu erfassen.

Die Grundstruktur der Gleichung blieb hierbei erhalten. Da die Gewichtungsfaktoren der Hautanteile jedoch im Vergleich zu den

bisher vorgestellten Werten von K_4 erheblich kleiner sind, ist für K_1 , K_2 und K_3 mit deutlich höheren Werten zu rechnen. Das Verfahren zur Bestimmung der Gleichungskoeffizienten erfolgte nach dem bereits oben gezeigten Prinzip. Ebenso wurden auch hier die normierten Meßwerte aller Versuchsreihen benutzt.

Die Optimierung der Konstanten führte zu folgendem Algorithmus:

$$\text{SWR}_1 = [1600(T_C - 36.7) + 280(\bar{T}_S^* - 34.0) + 600(T_{M1} - 36.7)] \cdot K_4^* \exp(0.06(T_{S1} - 34.0)) \quad (\text{SWR in W/m}^2) \quad (5.3.3)$$

mit: T_K : Kerntemperatur
 $\bar{T}_S^*$: modifizierte mittlere Hauttemperatur
 T_{M1} : "lokale" Muskeltemperatur
 T_{S1} : lokale Hauttemperatur
 K_4^* : zur lokalen Hauttemperatur gehörender Gewichtungsfaktor von $\bar{T}_S^*$ (Tab. 5.1.2)

Ein Vergleich mit der Gleichung 5.3.2 zeigt die deutlich erhöhten Gewichtungsfaktoren für Kerntemperatur, mittlere Hauttemperatur und Muskeltemperatur. Die Gewichtung der drei zentralen Größen ist leicht zugunsten der mittleren Hauttemperatur verschoben. Unter Einbeziehung des Faktors K_4^* ist jedoch eine gute Übereinstimmung mit oben gezeigten Werten festzustellen.

Die Gleichung 5.3.3 hat jedoch den entscheidenden Vorteil, daß durch Einbeziehung der Gewichtungsfaktoren lokaler Hautareale nicht nur die Ergebnisse der lokalen Schweißraten an Unterarm und Oberschenkel berechnet werden konnten, die bereits durch Gleichung 5.3.2 geliefert wurden, sondern darüber hinaus auch für die antisymmetrischen Versuche an beiden Beinen korrekte Werte der lokalen Schweißrate.

In der folgenden Tabelle 5.3.4 wird ein Überblick der gefundenen Ergebnisse gegeben:

Meßort	: SWR_{norm} [W/m ²]	: SWR_{num} [W/m ²]	: Abweichung [W/m ²]	Versuchstyp

Bein, rechts	: 85.2	90.25	+ 5.05	
Bein, links	: 88.48	91.89	+ 3.41	Umschaltpkt.
Arm, rechts	: 31.33	24.75	- 6.58	
Bein, rechts	: 73.57	74.09	- 0.52	
Bein, links	: 47.45	52.32	+ 4.87	Typ 3.2.2
Bein, rechts	: 80.17	81.69	+ 1.52	
Bein, links	: 81.58	81.69	+ 0.03	Typ 3.2.3
Bein, rechts	: 189.65	193.70	+ 4.05	
Bein, links	: 141.46	117.67	- 23.79	Typ 3.3.1
Bein, rechts	: 154.69	156.96	+ 2.27	
Bein, links	: 58.43	52.8	- 5.63	Typ 3.3.2
Arm, warm	: 37.60	38.90	+ 1.3	
Bein, kalt	: 98.52	82.39	- 16.13	Typ 3.2.5a
Arm, kalt	: 9.24	37.63	+ 28.39	
Bein, warm	: 47.10	69.46	+ 34.12	Typ 3.2.5b

Tabelle 5.3.4: Vergleich der meßtechnisch und rechnerisch aus Gleichung 5.3.3. ermittelten Meßdaten

SWR_{norm} : normierte Meßdaten

SWR_{num} : rechnerisch ermittelte Daten

Wie aus den in der Tabelle aufgeführten Werten ersichtlich wird, kann mit Gleichung 5.3.3 eine weitgehende Übereinstimmung

gemessener und berechneter lokaler Schweißraten an Oberschenkel und Unterarm erreicht werden. Diese Übereinstimmung ist für die an der Brust gemessene lokale Schweißrate nicht gegeben. Vielmehr waren hier die berechneten Werte der lokalen Schweißrate in allen Versuchstypen wesentlich höher als die gemessenen Werte. Dieses Verhalten hat zwei Gründe:

1. Der Gewichtungsfaktor der Brust-Hauttemperatur für die Bestimmung der modifizierten mittleren Hauttemperatur ist im Vergleich zu den an Arm oder Bein vorhandenen Faktoren sehr groß. Dies liegt an der im Experiment gewählten Verteilung der Meßfühler: Der gesamte Rumpf wird im Rahmen der mittleren Hauttemperatur durch lediglich zwei Hauttemperaturen repräsentiert (Brust- und Bauchtemperatur). Diese Verteilung ist für die durchgeführten Versuche durchaus angemessen, da der Rumpf immer als ganzes mit einer Lufttemperatur von 36°C belastet war und somit die Temperaturverteilung am Rumpf gut durch Brust- und Bauchtemperatur wiedergegeben wurde. Die hieraus resultierenden hohen Gewichtungsfaktoren führen jedoch zu einer rechnerisch um etwa einen Faktor drei zu hohen lokalen Schweißrate.
2. Durch das auf der Brust verwendete Meßverfahren werden generell etwas zu niedrige Schweißraten angezeigt.

Auch die für den Versuchstyp 3.2.5b (Arm kalt, Bein warm) errechneten Werte liegen höher als die gemessenen Schweißraten. Hier scheint jedoch nicht das rechnerische Modell in seiner eigentlichen Funktion überfordert. Vielmehr sind in diesem Versuchstyp wahrscheinlich auch andere Regelmechanismen am Verhalten der lokalen Schweißraten beteiligt: Die lokalen Hauttemperaturen am Arm sind in der zweiten Versuchshälfte auf so niedrigem Niveau, daß eine Beteiligung von Kaltrezeptoren, und damit zusätzlicher, hier nicht untersuchter Regelschleifen nicht ausgeschlossen werden kann.

6. Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Analyse der thermoregulatorischen Ansteuerung der lokalen Schweißraten beim Menschen sowie die Bildung eines Funktionsmodelles, das bei stationären Belastungen in der Lage ist, die Steuerung der lokalen Schweißraten zu beschreiben.

Die Arbeit erläutert Durchführung, Ergebnisse und Konsequenzen von Experimenten, die sich durch einen speziellen zeitlichen Ablauf auszeichnen:

Nachdem die Probanden bei warmer Umgebung einen stationären Zustand erreicht hatten, wurden sie lokal an einer Extremität mit einer zusätzlichen Wärmemenge belastet. Diese zusätzliche Wärmemenge wurde von außen über eine erhöhte Lufttemperatur zugeführt. Gleichzeitig erfolgte an einer anderen Extremität eine Kompensation dieser Belastung durch externe Kühlung. Die der einen Extremität zusätzlich zugeführte Wärme bzw. der anderen durch Kühlung entzogene Wärme wurde on - line vom Versuchsrechner erfaßt. Deshalb konnte die Kompensation der zusätzlichen Wärmebelastung durch externe Kühlung so eingestellt werden, daß die Gesamtwärmebilanz der Probanden sich nicht änderte.

Ähnliche Versuche wurden auch unter Arbeitsbelastung durchgeführt: Während durch einseitige Ergometerbelastung an einem Bein intern eine definierte Wärmemenge erzeugt wurde, fand am anderen Bein eine gleichzeitige Kühlung über die Lufttemperatur statt.

Zunächst wird die zur Versuchsdurchführung erforderliche Meßtechnik beschrieben. Hierzu zählen eine Klimakammer, Temperaturmeßfühler, Feuchtesensoren, EKG- und EMG- Meßaufnehmer, eine Atemgasanalyse und insbesondere die folgenden Neukonstruktionen:

- zwei speziell für die auszuführenden Experimente entwickelte

Sensoren zur Messung der lokalen Schweißraten

- zwei Klimaboxen mit präziser Lufttemperaturregelung, zur separaten thermischen Belastung einzelner Extremitäten
- ein geregeltes Fahrradergometer, das Belastungsversuche bei liegenden Versuchspersonen mit nur einem Bein ermöglicht.

Die Kalibrierung und Steuerung des Versuchsaufbaues sowie die Erfassung und Verarbeitung der Meßdaten übernahm ein Mikroprozessor mit einer hierfür konzipierten Software.

Die durchgeführten Versuchsserien umfaßten drei in mehrere Untergruppen gegliederte Typen:

1. Voryersuche: In diesen Experimenten wurde unter Kalt- und Warmbedingungen (10°C bzw. 40°C) das Verhalten der lokalen Schweißraten und des Muskelzitterns bei unterschiedlichen thermischen Belastungen einzelner Extremitäten untersucht.

2. Ruheversuche:

Diese Serien beinhalten folgende Typen:

- a) Kontrollversuche zur Ermittlung von Normalwerten lokaler Schweißraten.
- b) Versuche mit zusätzlicher einseitiger Erwärmung oder Kühlung eines Beines.
- c) Versuche mit sich kompensierender antisymmetrischer Erwärmung bzw. Kühlung beider Beine.
- d) Versuche mit sich kompensierender antisymmetrischer Erwärmung bzw. Kühlung eines Armes und eines Beines.

3. Versuche mit Arbeitsbelastung:

- a) Experimente unter Arbeitsbelastung eines Beines ohne Kühlung
- b) Experimente unter Arbeitsbelastung eines Beines mit zusätzlicher Kühlung des ruhenden Beines.

Die Vorversuche bei 10°C weisen darauf hin, daß die Ansteuerung des Muskelzitterns auf lokal variierende Kältebelastungen nicht

oder nur in äußerst geringem Maße reagiert. Deshalb kann die lokale Hauttemperatur nicht als Eingangsgröße des zentralen Reglers zur Aktivierung von Kältezittern angenommen werden.

Die Analyse der lokalen Schweißraten hingegen bestätigen die Ansteuerung des zentralen Thermoreglers durch Kern-, mittlere und lokale Hauttemperaturen. Zusätzlich zu bisher bekannten Ergebnissen und Modellen müssen jedoch Erweiterungen der Modellvorstellung vorgenommen werden:

1. Als eine die lokale Schweißrate mit bestimmende Größe kann die Muskeltemperatur nachgewiesen werden. Die Muskeltemperatur als Reglereingangsgröße hat einen "lokalen" Charakter, d.h. durch Arbeit erhöhte Muskeltemperaturen wirken sich auf die lokale Schweißrate nur in benachbarten Hautgebieten aus.

2. Neben der reinen Erfassung unterschiedlicher Haut-, Muskel- oder Kerntemperaturen kann der Regler zwischen verschiedenen Belastungsformen unterscheiden. So konnte bei sich kompensierenden thermischen Belastungen einzelner Extremitäten gezeigt werden, daß lokale Hauttemperaturen nicht mehr zur Steuerung der lokalen Schweißrate herangezogen werden.

3. Zur Unterscheidung verschiedener Belastungsformen müssen dem Regler Temperaturprofile "bekannt" sein, die sich aus Temperaturdifferenzen in unterschiedlichen Gewebetiefen ergeben.

4. Die Bestimmung der sogenannten "mittleren Hauttemperatur" erfordert nicht nur eine Gewichtung nach Flächenanteilen, sondern auch die Berücksichtigung unterschiedlicher Gewichtungen einzelner Hautareale bei Erwärmung sowie Kühlung.

Es wird ein Funktionsmodell entwickelt, das mit Hilfe der genannten Eingangsgrößen in der Lage ist, das Verhalten der lokalen Schweißraten zu beschreiben. Während Kern-, mittlere

Haut- und Muskeltemperatur linear verarbeitet werden und additiv zusammenwirken, ist für die lokale Hauttemperatur kein einheitliches Verhalten feststellbar. Vielmehr zeigt die lokale Hauttemperatur als Reglereingangsgröße solange keine Auswirkungen, wie die gesamte thermische Belastung durch lokal unterschiedliche Hautbelastungen nicht verändert wird. Für diesen Belastungsfall sind allein die drei anderen Eingangsgrößen zur Beschreibung hinreichend. Ist der Spezialfall ausgeglichener Gesamtbelastung nicht gegeben, geht die lokale Hauttemperatur in die Regulation der zugehörigen lokalen Schweißrate mit ein. In diesem Fall ist für die lokale Hauttemperatur ein nichtlinearer Faktor, der die übrigen Eingangsgrößen multiplikativ modifiziert, vorzusehen.

Weiterhin kann gezeigt werden, daß eine regulatorische Verschaltung von lokaler Hauttemperatur und lokaler Schweißrate über den zentralen Regler besteht. Direkte thermische Auswirkungen auf die Schweißdrüsen selbst sind im Vergleich dazu offenbar gering.

Kompensatorische Effekte, wie sie bei gleichzeitigem Erwärmen und Kühlen verschiedener Hautareale über die Lufttemperatur auftraten, sind bei Experimenten unter Arbeitsbelastung nicht wahrscheinlich, da die Muskeltemperaturen und Hauttemperaturen vom Regler auf unterschiedliche Weise verarbeitet werden.

Die gewonnenen Ergebnisse werden in einem Funktionsschema für den geschlossenen Regelkreis zusammengefaßt.

Mit Hilfe von mathematischen Algorithmen werden die im Funktionsmodell benutzten Relationen zwischen Kern-, Muskel- und Hauttemperaturen rechnerisch bestimmt. Hier konnte mit zwei unterschiedlichen Lösungsansätzen eine gute Übereinstimmung von gemessenen und berechneten lokalen Schweißraten erzielt werden.

Teile dieser Arbeit wurden bereits in folgenden Beiträgen veröffentlicht (chronologisch geordnet):

J.Werner, M.Heising, W.Rautenberg, and K.Leimann (1985) Dynamics and topography of human temperature regulation in response to thermal and work load. Eur. J. Appl. Physiol.,53,353-358.

J.Werner, R.Graener, M.Heising, T.B.Tutughamiarsa (1985) A microprocessor-supported device for the measurement of human regional sweat-rate. Int.J.Med.Biol.Eng.Comp.,23.

M.Heising and J.Werner (1985) Differential heating of trunk and extremities. Eur.J.Appl.Physiol.,54,79-83.

M.Heising, R.Graener, J.Werner (1986) Physiologische Meßdatenerfassung über ein hierarchisches Mikrorechnersystem. Biomed. Technik, Karlsruhe,1986.

M.Heising and J.Werner (1987) Influences of overall thermal balance on local inputs for the drive of evaporation in man. J.Appl.Physiol.,62,926-931.

M.Heising and J.Werner (1987) Control of sweating in man after work-induced thermal load and symmetrically applied cooling. Eur.J.Appl.Physiol.,56,608-614.

7. Literaturverzeichnis

Aschoff, J. und Wever, R. (1959) Wärmeaustausch mit Hilfe des Kreislaufes. Deut.med.Wochenschrift, 84, 1509-1517.

Bazett, H.C. und B.McGlone (1927) Temperature gradients in the tissues in man. Am.J.Physiol., 82, 415-451.

Beaumont, van W. und R.W.Bullard (1963) Sweating: its rapid response to work. Science, 141, 643-646.

Belding H.S. und B.A.Hertig (1962) Sweating and body temperatures following abrupt changes in environmental temperature. J.Appl.Physiol., 17, 103-106.

Benzinger T.H. (1959) On physical heat regulation and the sense of temperature in man. Proc.Natn.Acad.Sci U.S.A., 45, 645-659.

Benzinger T.H. (1961) The diminution of thermoregulatory sweating during cold-reception at the skin. Proc.Natn.Acad.Sci.U.S.A., 47, 1683-1688.

Benzinger, T.H., C.Kitzinger und A.W.Pratt (1963) The Human Thermostatus. In: Temperature - Its Measurement and Control in Science and Industry, Part III, Chapt.56, p.637ff. Reinhold Publ.Corp., New York.

Berglund, L.G. und P.E.McNall(jr.) (1973) Human sweatfilm area and composition during prolonged sweating. J.Appl.Physiol., 35, 714-718.

Bleichert, A., K.Behling, M. Scarperi und S.Scarperi (1972) Antriebe und effektorische Maßnahmen der Thermoregulation bei Ruhe und während körperlicher Arbeit IV. Ein analoges Modell der Thermoregulation bei Ruhe und Arbeit. Int. Z. angew. Physiol., 30, 193-206.

- Bleichert, A., K. Behling, M. Scarperi und S. Scarperi (1972) Thermoregulation behaviour of man during rest and exercise. *Pflügers Arch.*, 338, 303-312.
- Bradbury, P.A., R.H. Fox, R. Goldsmith und I.F.G. Hampton (1964) The effect of exercise on temperature regulation. *J. Physiol.*, 171, 384-396.
- Brebner, D.F., und D.M. McKerslake (1968) The effects of soating skin in water at various temperatures on the subsequent ability to sweat. *J. Physiol.*, 194, 1-11.
- Brown G.A. und G.M. Williams (1982) The effect of head cooling on deep body temperature and thermal comfort in man. *Aviat. Space Environ. Med.*, 53, 583-586.
- Brück K. (1980) Basic Mechanisms In Longtime Thermal adaptation. In: Z. Szeleny and M. Szekely (eds.) *Satellite of 28. Int. Congress of Physiol. Sci.*, Pecs, 263-273.
- Brück K. und P. Hinckel (1982) Thermoafferent systems and their adaptive mechanisms. *Pharmac. Ther.*, 17, 357-381.
- Bullard R.W., M.R. Banerjee und B.A. MacIntyre (1967) The role of the skin in negative feedback regulation of eccrine sweating. *J. Biometeor.*, 11, 93-104.
- Cabanac, M. (1975) Temperature regulation. *Ann. Rev. Physiol.*, 37, 415-439.
- Cabanac, M. und B. Massonnet (1977) Thermoregulatory responses as a function of core temperature in humans. *J. Physiol.*, 265, 587-596.
- Candas V., J.P. Libert und J.J. Vogt (1978) Influence of air velocity and heat acclimation on human skin wettedness and sweating efficiency. *J. Appl. Physiol.*, 235, 130-140.

Candas V., J.P.Libert und J.J.Vogt (1980) Effect of hidromeiosis on sweat drippage during acclimation to humid heat. Eur.J.Appl.Physiol.,44,123-133.

Chappius,P.,E.Jequier und P.Pittet (1976) Heat storage regulation in exercise during thermal transients. J.Appl.Physiol.,40,384-391.

Christen (1969) cited by Graener (1984).

Clifford,J.,D.Mck.Kerslake und J.L.Waddell (1959) The effect of wind speed on maximum evaporative capacity in man. J.Physiol.,147,253-259.

Colin et al. (1966) cited by Houdas und Ring (1982).

Colin,J., und Houdas,Y. (1967) Experimental determination of the coefficient of heat exchange by convection of human body. J.Appl.Physiol.,22,31ff.

Collins,K.J.,und J.S.Weiner (1960) Sweat gland failure on the body surface on the forearm enclosed in an arm bag. J.Physiol.,154,62-63.

Collins,K.J.,und J.S.Weiner (1962) Observations on arm bag suppression of sweating and its relation to thermal sweat gland fatigue. J.Physiol.,161,538-556.

Cooney,D.O. (1976) Biomedical engineering principles. Dekker, New York, Basel.

Crawshaw L.I., E.R.Nadel, J.A.J.Stolwijk und B.A. Stamford (1975) Effect of local cooling an sweating rate and cold sensation. Pflügers Arch.,394,19-27.

Davies, C.T.M. (1979) Influence of skin temperature on sweating and aerobic performance during severe work. J.Appl.Physiol.,47,770-777.

Davies, C.T.M., J.R. Brotherhood, and E. Zeidifard (1976) Temperature regulation during severe exercise with some observations on effect of skin wetting. J.Appl.Physiol.,41,772-776.

Dmi'el R. und D. Robertshaw (1983) The control of panting and sweating in black bedouin goat: a comparison of two modes of imposing a heat load. Physiol.Zool.,56, 404-411.

Dobson,R.L. (1962) The correlation of structure and function in the human eccrine sweat gland. In: W. Montagna, R.Ellis,A.F.Silver (Herausgeber) Advances in biology of skin,Vol.3, Pergamon Press,London,54-75.

Downey J.A., C.E.Huckaba, P.S.Kelley, H.S.Tam, R.C.Darling und H.Y.Cheh (1976) Sweating responses to central and peripheral heating in spinal man. J.Appl.Physiol.,40,701-706.

Edwards R.J., A.J.Belyavin und M.W.Harrison (1978) Core temperature measurement in man. Aviat.Space Environ.Med.,49,1289-1294.

Elizondo R.S. und G.S.Johnson (1981) Peripheral effector mechanisms of temperature regulation. In: Z.Szeleny and M.Szekely (Herausgeber) Contribution to Thermal Physiology. Akademiai Kiado, Budapest, 397-408.

Frye,A.J. und E. Kamon (1983) Sweating efficiency in acclimated men and women exercising in humid and dry heat. J.Appl.Physiol.,54,972-977.

Gerking, S.D., und S. Robinson (1946) Decline in the rates of sweating of men working in severe heat. *Am.J.Physiol.*, 147, 370-378.

Gisolfi, C.V. und C. Robinson (1970) Central and peripheral stimuli regulating sweating during intermittent work in men. *J.Appl.Physiol.*, 29, 761-768.

Graener, R. (1977) Aufbau einer Datenerfassungsanlage mit Mikroprozessor und Interface zur Meßwertaufnahme, -Korrektur und -Speicherung sowie zur Versuchssteuerung. Diplomarbeit, Bochum.

Graener R. (1984) Systemanalyse der Temperaturregulation des Kaninchens. Dissertation, Abt.f.Biologie, Ruhr Universität Bochum.

Grucza, R. (1983) Body heat balance in man subjected to endogenous and exogenous heat load. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 51, 419-433.

Hardy, J.D. und T.W.Oppel (1937) Studies in temperature sensation, III. *J.of Clinical Investigation*, 16, 533-540.

Hardy, J.D., und E.F. DuBois (1938a) Basal metabolism, radiation, convection and vaporization at temperatures of 22°C to 35°C. *J.Nutr.*, 15, 477-497.

Hardy, J.D. und E.F. DuBois (1938b) The technique of measuring radiation and convection. *J.Nutr.*, 15, 461-475.

Hardy, J.D. und J.A. Stolwijk (1966) Partitional calorimetric studies of man during exposure to thermal transients. *J.Appl.Physiol.*, 21, 1799-1806.

Hayward, J.S., J.D. Eckerson und D. Kemna (1984) Thermal and cardiovascular changes during three methods of resuscitation from mild hypothermia. *Resuscitation*, 11, 21-33.

Heising, M. und J.Werner (1985) Differential heating of trunk and extremities, effects on thermoregulation mechanism. Eur.J.Appl. Physiol., 54, 79-83.

Hergeth, C.M., L.P.Granath und J.D.Hardy (1941) Warmth sense in relation to the area of skin stimulated. Am.J.Physiol., 135, 20-26.

Hertzman, A.B., W.C.Randall, C.N.Peiss und R.Seckendorf (1952) Regional rates of evaporation from the skin at various environmental temperature. J.Appl.Physiol., 5, 153-161.

Hofman, W.F. und G.D.Riegle (1977a) Thermorespiratory responses of shorn and unshorn sheep to mild heat stress. Resp.Physiol., 30, 327-338.

Hofman, W.F. und G.D.Riegle (1977b) Respiratory evaporative heat loss regulation in shorn and unshorn sheep during mild heat stress. Resp.Physiol., 30, 339-348.

Houdas, Y. (1977) Development of a new concept on temperature regulation in man. Acta physiol.pol.Nr.14, supplement.

Houdas, Y., A.Sauvage, M.Bonaventure, C.Ledru und J.D.Guieu (1973) Thermal control in man: Regulation of central temperature adjustments of heat exchanges by servomechanisms. J.Dyn.Systems, Measurement, and Control, Vol.95, 331-335.

Houdas, Y. und J.D.Guieu (1975) Physical models of human thermoregulation. In: Temperature Regulation and Drug Action. Proc.Symp., Paris 1974, 11-21.

Houdas, Y. und E.F.J.Ring (1982) Human body temperature: its measurement and regulation. Plenum, New York.

Ivanov,K.P. (1984) Temperature homeostasis and principles of its regulation in the living organism. In: I.Lamprecht und A.I.Zotin (Herausgeber) Thermodynamics and Regulation of Biological Processes. W.de Gruyter, Berlin, New York, 243-253.

Ivanov,K.,V.Konstantinov und N.Danilova (1982) Thermoreceptor localisation in the deep and surface skin layers. J.therm.Biol.,7,75-78.

Jessen, C. (1981) Independent clamps peripheral and central temperatures and their effects on heat production in the goat. J. Physiol.,311,11-22.

Jessen, C. (1985) Thermal afferents in the control of body temperature. Pharmac.Ther.,28,107-134.

Jessen, C.,G.Feistkorn und A.Nagel (1983) Temperature sensitive skeletal muscle in the conscious goat. J.Appl.Physiol.,54,880-886.

Kerslake, D.McK (1972) The stress of hot environments. Cambridge University Press, London.

Kiley,J.P.,F.L.Eldridge und D.E.Millhorn (1984) Brain, blood and rectal temperature during whole body cooling. Comp.Biochem. Physiol.,79A,631-634.

Kissen, A.T., J.F.Hall(jr.) und F.K.Klemm (1971) Physiological responses to cooling the head and neck versus the trunk and leg areas in severe hyperthermic exposure. Aerospace Med.,882-888.

Kitzing,J.,K.Behling,A.Bleichert,M.Scarperi und S.Scarperi (1972) Antriebe und effektorische Maßnahmen der Thermoregulation bei Ruhe und während körperlicher Arbeit. Int.Z.angew.Physiol., 30, 119-131.

Libert, J.P., V.Candas und J.J.Vogt (1978) Sweating response in man during transient rises of air temperature. *J.Appl.Physiol.*, 44, 284-290.

Libert, J.P., V.Candas und J.J.Vogt (1979) Effect of rate of change in skin temperature on local sweating rate. *J.Appl.Physiol.*, 47, 306-311.

MacIntyre, B.A., R.W.Bullard, M.Banerjee, und R.Elizondo (1968) Mechanism of enhancement of eccrine sweating by localized heating. *J.Appl.Physiol.*, 25, 255-260.

Mairiaux, Ph., J.C. Sagot und V.Candas (1983) Oral temperature as an index of core temperature during heat transients. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 50, 331-341.

Marks, L.E. und J.C.Stevens (1973a) Spatial summation of warmth: Influence of duration and configuration of the stimulus. *Am.J.Physiol.*, 86, 251-267.

Marks, L.E. und J.C.Stevens (1973b) Temporal summation related to the nature of the proximal stimulus for the warmth sense. *Perception & Psychophysics*, 14, 570-576.

Marks, L.E., J.C.Stevens und S.J.Tepper (1976) Interaction of spatial and temporal summation in the warmth sense. *Sensory Processes*, 1, 87-98.

McCook, R.D., W.C. Randall, H.R. Hassler, N. Mihaldzic und R.D. Wurster (1970) The role of cutaneous thermal receptors in sudomotor control. In: J.D.Hardy, A.P. Gagge, J.A.J. Stolwijk (eds.) *Physiological and Behavioral Temperature Regulation*. 627-633.

Mercer, J.B. und C.Jessen (1980) Thermal control of respiratory evaporative heat loss in exercising dogs. *J.Appl.Physiol.*,49,979-984.

Meyers Großer Rechenduden,Band IV (Tabellenband), Mannheim,1965.

Mitchell, D.,A.R.Atkins und C.H.Wyndham (1972) Mathematical and physical models of thermoregulation. In: J.Bligh and R.Moore (Herausgeber)Essays on Temperature Regulation, 37-54, North-Holland Publishing Company, Amsterdam, London.

Nadel, E.R.,J.W.Mitchell,B.Saltin und J.A.J.Stolwijk (1971a) Peripheral modifications to the central drive for sweating. *J.Appl.Physiol.*,31,828-833.

Nadel, E.R., R.W.Bullard und J.A.J.Stolwijk (1971b) Importance of skin temperature in the regulation of sweating. *J.Appl.Physiol.*,31,80-87.

Nadel, E.R. und J.A.J.Stolwijk (1973) Sweat gland response to the efferent thermoregulatory signal. *Arch.Sci.Physiol.*,27,A67-A77.

Nielsen,M. (1938) Die Regulation der Körpertemperatur bei Muskularbeit.*Scand.Arch.Physiol.*,79,193-230.

Nielsen,M. (1938) Die Regulation der Körpertemperatur bei Muskularbeit. *Scand. Arch. Physiol.*,79,193-230.

Nielsen,B. und M.Nielsen (1965) Influence of Passive and Active Heating on the Temperature Regulation. *Acta physiol.scand.*, 64,323-331.

Nielsen, B. (1980) Exercise and temperature regulation. In: Z.Szelenyi and M.Szekely (Herausgeber), Contributions to Thermal Physiology. Oxford,Pergamon Press, pp537-544.

Nielsen,N., G.Sjogaard, und F.Bonde Petersen (1984) Cardiovascular, hormonal and body fluid changes during prolonged exercise. Eur.J. Appl.Physiol.,53,63-70.

Nilsson,G.E. (1977) Aon the measurement of evaporative water loss. University Press, Linköping (Schweden).

Ogawa,T. (1970) Local effect of skin temperature on threshold concentration of sudorific agents. J.Appl.Physiol.,28,18-22.

Ogawa,T. (1975) Thermal influence on palmar sweating and mental influence on generalized sweating in man. Jap.J.Physiol.,25,525-536.

Ogawa T. (1984) Regional Differences in Sweating Activity. In: Hales J.R.S. Thermal Physiology, 229-234, Raven, New York.

Ogawa,T.,M.Asayama,M.Ito und K.Yoshida (1979) Significance of skin pressure in body heat balance. Jap.J.Physiol.,29,805-816.

Ogawa,T., M.Asayama, M.Ito und T.Miyagawa (1981) Dermatomal Inhibition of Sweating by Skin Pressure. In: Z.Szeleny and M.Szekely (Herausgeber) Contributions to Thermal Physiology. Pergamon Press, Budapest.

Ogawa,T., M.Asayama und T.Miyagawa (1982) Effects of sweat gland training by repeated local heating. Jap.J.Physiol.,32,971-981.

Randall,W.C. und C.N.Peiss (1957) The relationship between skin hydration and the suppression of sweating. J.Invest.Dermatol., 28,435-441.

Roberts,M.F.,B.Wenger,J.A.J.Stolwijk und E.R.Nadel (1976) Skin blood flow and sweating changes following exercises training and heat acclimation. Nat. Inst. of Health Grants ES-00123 and NASA Grant 9023.

Robinson, S., F.R. Mayer, J.L. Newton, C.H. Ts'ao und L.O. Holgersen (1965) Relations between sweating, cutaneous blood flow and body temperature in work. *J. Appl. Physiol.*, 20, 575-582.

Ruch, T.C. und Patton, H.D. (1965) *Physiology and Biophysics*, 19th ed., Saunders, Philadelphia, Pennsylvania.

Saltin, B. und L. Hermansen (1966) Esophageal, rectal and muscle temperature during exercise. *J. Appl. Physiol.*, 21, 1757-1762.

Saltin, B., A.P. Gagge und J.A.J. Stolwijk (1968) Muscle temperature during submaximal exercise in man. *J. Appl. Physiol.*, 25, 679-688.

Sawka, M.N., N.A. Pimental und K.B. Pandolf (1984) Thermoregulatory responses to upper body exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 52, 230-234.

Snellen, J.W. (1972) Set point and exercise. In: Bligh, J. Moore, R.E. (Herausgeber) *Essays on temperature regulation*. North Holland, Amsterdam, 139-148.

Stolwijk, J.A.J. und J.D. Hardy (1966) Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients. *J. Appl. Physiol.*, 21, 967-977.

Tam, H.S., R.C. Darling, H.J. Cheh und J.A. Downey (1978) Sweating response: a means of evaluating the set-point theory during exercise. *J. Appl. Physiol.*, 45, 451-458.

Tamari, Y. und E.F. Leonard (1972) Convective heat transfer from the human forearm. *J. Appl. Physiol.*, 32, 227-233.

Thaysen, J.H. und I.L. Schwartz (1955) Fatigue of the sweat glands. *J. Clin. Invest.*, 34, 1719-1725.

Timbal, J., M. Loncle, C. Boutelier und H. Marotte (1978) Comparaison du debit sudoratoire sous contrainte thermique equivalente au repos et a l'exercice. *C.R. Soc. Biol.*, 172, 850-854.

Tutughamiarsa T. (1982) Entwicklung eines Einplatinencomputers zur Verrechnung analoger Meßgrößen: Realisierung am Beispiel eines Verdunstungsmeßgerätes. Diplomarbeit, Ruhr Universität Bochum.

Webb, P. (1970) Thermoregulation in actively cooled working men. In: Physiological and Behavioral Temperature Regulation. J.D.Hardy, A.P.Gagge und J.A.J.Stolwijk (Herausgeber), Thomas, Springfield, 756-774.

Werner, J. (1983) Influences of rate of temperature change on effector mechanisms in human thermoregulation. J.therm.Biol., 8, 51-54.

Werner, J. (1984) Regelung der menschlichen Körpertemperatur. W. de Gruyter, Berlin - New York.

Werner, J. und T.Reents (1980) A contribution to the topography of temperature regulation in man. Eur.J.Appl.Physiol., 45, 87-94.

Werner, J., M.Heising, W.Rautenberg und K.Leimann (1985) Dynamics and topography of human temperature regulation in response to thermal and work load. Eur.J.Appl.Physiol., 53, 353-358.

Werner, J., R.Graener, M.Heising und T.B.Tutughamiarsa (1985) A microprocessor-supported device for the measurement of human regional sweat rate. Int.J.Med.Biol.Eng.Comp., 23.

Winslow et al. (1939) cited by Cooney (1976)

Wurster, R.D. und R.D.McCook (1969) Influence of rate of change in skin temperature on sweating. J.Appl.Physiol., 27, 237-240.

Wyndham, C.H., N.B.Strydom, J.F.Morrison, C.G.Williams, G.A.G.Bredell und J.Peter (1966) Fatigue of sweat gland response. J.Appl.Physiol., 21, 107-110.

Wyndham, C.H. und A.R. Atkins (1968) A physiological scheme and mathematical model of temperature regulation in man. Pflügers Arch., 303, 14-30.

Wyss, C.R., G.L. Brengelmann, J.M. Johnson, L.D. Rowell und M. Niederberger (1974) Control of skin blood flow, sweating and heart rate: role of skin temperature vs. core temperature. J. Appl. Physiol., 36, 726.

8. ANHANG

- Meßprogramm
- Plotprogramm
- Koeffizientenprogramm

* PAGES
LIST

```

100 RESTORE
110 PRINT(54),ET(54),FA(54),C(54),MUX(54)
120 DIMEN(54),NN(54),B(23)
130 P=1
140 CL=0
150 CF=0
160 FOR I=1 TO 5:READV(I):NEXTI
170 DATA.02976E-6,7.20568E-5,1.20949E-2,0.34350E-4,3.7171
180 RU=0.82
190 DEF FNPD(T)=V(1)*TE^4+V(2)*TE^3+V(3)*TE^2+V(4)*TE+V(5)
210 X1=-466.198502:X2=982.711625:X3=217331.391
220 DEF FNTR(T)=SON(T)*(X1+SQR(X2*ABS(T)+X3))
480 FE$="F a l s c h e   E i n g a b e   ! ! ! "
500 SO$=CHR$(27)+"G"+CHR$(27)+"R":EG$=CHR$(27)+"g"+CHR$(27)+"r"
510 HE$="E00000000000000000000000000000F"
520 HE$="G0000000000000000000000000000000"
530 HNF$="V000000000000000000000000000000U"
540 GUTO 10000
590 D$="N"
1000 REM
1002 REM
1004 I=1:IF="J" THEN PRINT#2;CHR$(12);#1
1006 REM
1070 I=1:IF=1(50511)
1076 FOR I=1 TO 21
1078 EN(I)=FA(I)*ADC(MUX(I))+C(I)
1080 FN(I)=FNTR(FN,I)
1082 NEXT I
1078 EN(11)=(EN(8)+2.8*EN(2)+2.8*EN(5))/5.6
1080 EN(12)=(EN(9)+2.8*EN(3)+2.8*EN(6))/5.6
1078 EN(23)=(EN(20)+1.85*EN(17)+2.7*EN(14))/5.55
1100 EN(21)=(EN(21)+1.85*EN(18)+2.7*EN(15))/5.55
1110 EN(22)=0.33333*EN(13)+0.33333*EN(16)+0.33333*EN(19)
1120 EN(13)=0.07*EN(1)+0.175*EN(4)+0.175*EN(7)+0.035*EN(3)
1130 EN(10)=EN(10)+0.035*EN(6)+0.025*EN(9)+0.035*EN(2)+0.035*EN(5)
1140 EN(10)=EN(10)+0.025*EN(8)+0.095*EN(15)+0.065*EN(18)+0.035*EN(21)
1150 EN(10)=EN(10)+0.095*EN(14)+0.065*EN(17)+0.035*EN(20)
1170 FOR I=27 TO 35
1180 EN(I)=FA(I)*ADC(MUX(I))+C(I)
1200 NEXT I
1210 FOR I=36 TO 38
1220 EN(I)=FA(I)*ADC(MUX(I))+C(I)
1240 NEXT I
1250 FOR I=39 TO 42
1260 EN(I)=FA(I)*ADC(MUX(I))+C(I)
1280 NEXT I
1300 FOR I=45 TO 54
1310 EN(I)=FA(I)*ADC(MUX(I))+C(I)
1320 NEXT I
1330 FOR I=49 TO 50
1340 EN(I)=FNTR(EN(I))
1350 NEXT I
1352 EN(43)=2.552*(EN(37)-EN(20))+5.295*(EN(37)-EN(17))
1354 EN(43)=EN(43)+10.324*(EN(37)-EN(14))-EN(19)
1356 EN(44)=2.552*(EN(38)-EN(21))+5.295*(EN(38)-EN(18))
1358 EN(44)=EN(44)+10.324*(EN(38)-EN(15))-EN(30)
1360 EN(25)=ADC(7):EN(26)=ADC(MUX(26))
1400 TA=FNPD(EN(48)):TB=FNPD(EN(49))
1410 EN(25)=EN(25)*X0+0:EN(26)=EN(26)*X0+0
1420 ZW(1)=E1*(EN(42)-TB*EN(45)-100)
1430 ZW(2)=EN(44)+273/1013.3*(EN(42)-E1*(EN(42)-TB*EN(45)-100)
1440 ZW(2)=ZW(2)/(273+EN(40))

```

```

1450 EN(25)=(0.2092-EN(25)*ZW(1))*ZW(1)
1460 FN(26)=(EN(26)*ZW(1)-CR)*ZW(2)
1470 EN(25)=1000*((5.023*FO+16.12)/600)*FN(25)
1480 EN(26)=1000*((5.023*1+16.12)/600)*EN(26)
1482 EN(45)=EN(45)*FNFD(EN(48))/100
1484 EN(46)=EN(46)*FNFD(EN(49))/100
1486 EN(47)=EN(47)*FNFD(EN(50))/100
1490 FOR I=1 TO 54 : EN(I)=INT(ROUND(EN(I),2)*100)/100 : NEXT I
1500 EN(42)=INT(ROUND(EN(42),0))
5000 FOR I=1 TO 54
5090 IF NN(I)=0 THEN EN(I)=999.9
5095 NEXT I
5097 IF NN(42)=0 THEN EN(42)=999.9
5100 REM
5110 GOSUB 35000
5120 POKE23,100:POKE24,90:PRINT
5130 PRINT"Versuchsnummer ";VN#:TAB(40);"Zeit ";T1;" ":"12 ":"13
5150 PRINTSG#:HE#:HE#:HE#:EG#
5200 FOR I=1 TO 33 STEP3
5202 IF I=28 THENPRINTSG#:HM#:HM#:HM#:EG#
5210 PRINTSG#:"V":EG#
5220 PRINTT#(I);" ":"EN(I);
5222 PRINTTAB(24);
5224 PRINT ET#(I);
5230 PRINTSG#:"UV":EG#;
5240 PRINTT#(I+1);" ":"EN(I+1);
5242 PRINTTAB(53);
5244 PRINTET#(I+1);
5250 PRINTSG#:"UV":EG#;
5260 PRINTT#(I+2);" ":"EN(I+2);
5262 PRINTTAB(82);
5264 PRINTET#(I+2);
5270 PRINTSG#:"U":EG#
5280 NEXT I
5290 PRINTSG#:"V":EG#:TAB(24);" ":"SG#: "UV":EG#;
5300 PRINTT#(34);" ":"EN(34);TAB(53);ET#(34);
5310 PRINTSG#:"UV":EG#:T#(35);" ":"EN(35);TAB(32);
5320 PRINTET#(35);SG#:"U":EG#
5330 FOR I=36 TO 47 STEP3
5332 IF I=36 THEN PRINTSG#:HM#:HM#:HM#:EG#
5334 IF I=42 THEN PRINTSG#:HM#:HM#:HM#:EG#
5340 PRINTSG#:"V":EG#:T#(I);" ":"EN(I);TAB(24);
5350 PRINTET#(I);SG#:"UV":EG#:T#(I+1);" ":"EN(I+1);
5360 PRINTTAB(53);ET#(I+1);SG#:"UV":EG#:T#(I+2);" ":"
5370 PRINTEN(I+2);TAB(82);ET#(I+2);SG#:"U":EG#
5380 NEXT I
5390 PRINTSG#:HP#:HP#:HP#:EG#
5400 IFD#="N" THEN5500
5410 PRINT#2
5420 P=P+1:IFP=3 THENP=0:PRINTCHR#(12);
5430 PRINTCHR#(14);"Datum ";DA#:TAB(20);"Zeit ";T1;" ":"T2 ":"13;
5440 PRINTCHR#(15)
5450 FORI=1 TO33STEP3
5452 PRINTT#(I);" ":"EN(I);TAB(15);ET#(1);" ":"T#(I+1);" ":"EN(I+1);
5454 PRINTTAB(45);ET#(I+1);" ":"T#(I+2);" ":"EN(I+2);
5456 PRINTTAB(70);ET#(I+2)
5458 NEXT I
5460 PRINTTAB(19);" ":"T#(34);" ":"EN(34);TAB(45);ET#(34);
5462 PRINT" ":"T#(35);" ":"EN(35);TAB(70);ET#(35)
5470 FORI=36 TO53STEP3
5472 PRINTT#(I);" ":"EN(I);TAB(17);ET#(I);" ":"T#(I+1);" ":"EN(I+1);
5474 PRINTTAB(45);ET#(I+1);" ":"T#(I+2);" ":"EN(I+2);
5476 PRINTTAB(70);ET#(I+2)
5478 NEXT I
5480 PRINT#1
5500 REM

```

```

5505 IF P$="N" THEN 5000
5510 FOR I=1 TO 6
5520 B(I)=AF(I)*EN(PN(I))+AC(I)
5522 IF B(I)>2150 THEN B(I)=2150
5524 IF B(I)<20 THEN B(I)=20
5525 IF CP=0 THEN A(I)=B(I)
5530 NEXT I
5540 FOR I=1 TO 6
5550 MOVEC,A(I)
5560 DRAWC,A(I),C+10,B(I)
5565 IF CC=100 THEN SYMBI
5570 A(I)=B(I):CP=1
5580 NEXT I
5582 MOVE$
5585 IF CC=100 THEN CC=0
5590 C=C+10
5600 CC=CC+10
5800 REM
6000 REM
6010 IF C$<>"J" THEN 9000
6020 FOR I=1 TO 54:PRINT#16;EN(I);Z$;:POKE22,0:NEXT
6030 PRINT#1
7000 REM
9020 TE=PEEK(65521)
9022 DE=TE-T
9024 IF NOT DE>0 THEN DE=DE+255
9026 IF DE<60 GOTO 9020
9030 T3=T3+1
9040 IF T3=60 THEN T3=0 : T2=T2+1
9050 IF T2=24 THEN T2=0 : T1=T1+1
9100 AB=PEEK(65411)
9110 IF AB=69 THEN 9500
9120 IF AB=80 THEN GOSUB 9300
9130 GOTO 1008
9300 GOSUB 35000
9310 PRINT
9320 PRINT"Das Programm ist angehalten !!!"
9330 PRINT
9340 PRINT"Um die Messung wieder zu beginnen bitte 'S' druecken."
9345 GOSUB 32000
9348 IF P$="N" THEN 9380
9350 MOVEC,2100
9360 DRAWC,2100,C,100
9370 MOVEC,A(6)
9380 AC=PEEK(65411)
9390 IF AC<> 83 GOTO 9380
9400 RETURN
9500 GOSUB 35000:IF C$="J" THEN PRINT#16;"ENDE DATEN";Z$;:CLOSEC,1
9510 PRINT#1
9520 PRINT"Programmende !!!"
9535 GOSUB 32000
9545 PRINT"ENDE"
9550 IF P$="J" THEN MOVE#
9560 END
10000 FOR I=1 TO 54 : READ T$(I) : NEXT
10010 DATA Stirn,tp,Lobarmtp,RObarmtp,Brusttmp,LUnarmtp
10020 DATA RUnarmtp,Bauchtmp,L.Handtp,R.Handtp,mittl.Ht
10030 DATA mittl.A,mittl.r.A,Ohrkantp,LObschtp,RObschtp
10040 DATA Desophtp,LWadentp,RWadentp,Rektaltp,L.Fusstp
10050 DATA R.Fusstp,mittl.Kt,mittl.l.B,mittl.r.B,O2-Verbr
10060 DATA CO2-Auss,Herzfzq,EVA Brust,EVA links,EVA rech
10070 DATA LEISTUNG,DREHZAHL,DREHMOMT,EMG Bein
10080 DATA EMG Bein,Kammertp,l.Boxtmp,r.Boxtmp,Kammertp
10090 DATA l.Boxfht,r.Boxfht,Luftdrck,O-links,O-rechts
10100 DATA PdTurbine,PdKuehl1,PdKuehl2,Atemgtp1,Atemgtp2
10110 DATA Vrggstpk,AtemgftT,AtemgftL,Ftyrggst,Durchfls

```

```

10120 FOR I=1 TO 54 : READ ET(I) : NEXT
10130 DATA Grad, Grad, Grad, Grad, Grad
10140 DATA Grad, Grad, Grad, Grad, Grad
10150 DATA Grad, Grad, Grad, Grad, Grad
10160 DATA Grad, Grad, Grad, Grad, Grad
10170 DATA Grad, Grad, Grad, Grad, Watt
10180 DATA Watt, bpm, Watt, Watt, Watt
10190 DATA Watt, 1/mi, Nm, %
10200 DATA % , Grad, Grad, Grad, %
10210 DATA % , % , mbar, W/m2, W/m2
10220 DATA mbar, mbar, mbar, Grad, Grad
10230 DATA Grad, % , % , % , g/mh
10240 FOR I=1 TO 54 : READ FA(I) : NEXT
10250 DATA 10, 10, 10, 10, 10
10260 DATA 10, 10, 10, 10, 1
10270 DATA 1, 1, 10, 10, 10
10280 DATA 10, 10, 10, 10, 10
10290 DATA 10, 1, 1, 1, 1
10300 DATA 1, 20, 67.5, 33.7465, 33.7465
10310 DATA 10, 10, 1, 10
10320 DATA 10, 10, 10, 10, 10
10330 DATA 10, 10, 100, 10, 10
10340 DATA 10, 10, 10, 10, 10
10350 DATA 10, 10, 10, 10, 20.1415
10360 FOR I=1 TO 54 : C(I)=0 : NEXT
10370 C(42)=1000:C(54)=-2.5089
10380 FOR I=1 TO 54 : READ MUX(I) : NEXT
10390 DATA 0, 128, 64, 192, 144
10400 DATA 48, 96, 32, 160, 4
10410 DATA 4, 4, 241, 224, 16
10420 DATA 209, 80, 208, 177, 176
10430 DATA 112, 4, 4, 4, 5
10440 DATA 8, 178, 9, 15, 14
10450 DATA 10, 11, 12, 226
10460 DATA 18, 240, 81, 49, 1
10470 DATA 129, 161, 97, 4, 4
10480 DATA 193, 65, 33, 17, 145
10490 DATA 113, 193, 65, 33, 3
10500 FOR I=1 TO 54:NN(I)=1:NEXT
10510 D$="N":P$="N":C$="N"
10520 S1=1:S2=1:G1=0:G2=0
10530 Z$=CHR$(13)
10500 GOSUB 35000
15010 PRINT"          K L I K A W I D   I"
15012 PRINT"          -----":PRINT:PRINT
15014 GOSUB 32000
15016 PRINT:PRINT:PRINT
15018 PRINTTAB(50);"(C)1983 by M.Widmann"
15040 REM
15045 PRINT:PRINT"Allgemeine Angaben zum Versuch"
15050 PRINT
15060 INPUT"1.Geschlecht der Versuchsperson  ";GE$
15070 INPUT"2.Alter der Versuchsperson      ";AL$
15080 INPUT"3.Groesse der Versuchsperson    ";GR$
15090 INPUT"4.Gewicht der Versuchsperson    ";GW$
15100 INPUT"5.Versuchspersonennummer        ";VP$
15110 INPUT"6.Versuchsnummer                ";VN$
15120 INPUT"7.Versuchsreihe                 ";VR$
15130 INPUT"8.Datum                        ";DA$
15140 INPUT"9.Uhrzeit bei Versuchsbeginn    ";ZE$
15150 PRINT:INPUT"Wuenschen Sie Neueingabe  J/N";A$
15160 IF A$="J" THEN 15040
15170 IF A$="N" THEN 15200
15180 PRINTFE$
15190 GOTO 15150
15200 GOSUB 35000

```

```

15210 PRINT
15220 INPUT"Soll der Drucker protokollieren J/N";D$
15230 IF D$="N" THEN 15480
15240 IF D$="J" THEN 15270
15250 PRINTFE$
15260 GOTO15220
15270 GOSUB 35000
15340 PRINT#2:PRINTCHR$(12):PRINT:PRINT
15350 PRINT"Datum ";DA$,"Uhrzeit bei Versuchsbeginn ";ZE$
15360 PRINT"Versuchsnummer ";VN$
15370 PRINT"Versuchsreihe ";VR$
15380 PRINT"Versuchspersonennummer ";VP$
15390 PRINT"Geschlecht der Versuchsperson ";GE$
15400 PRINT"Alter der Versuchsperson ";AL$
15410 PRINT"Groesse der Versuchsperson ";GR$
15420 PRINT"Gewicht der Versuchsperson ";GW$
15421 PRINT:PRINT
15430 PRINT#1
15480 REM
15500 GOSUB 35000 : PRINT
15510 INPUT"Sollen Ergebnisse geplottet werden J/N";P$
15520 IF P$="N" GOTO 16950
15530 IF P$<>"J" THEN PRINTFE$:GOTO15510
15540 GOSUB 35000
15550 PRINT"Welche der folgenden Funktionen sollen geplottet werden ?"
15551 PRINT"Geben Sie bitte die Kanalnummer ein."
15552 PRINT
15560 FOR I=1 TO 9 STEP3
15570 PRINT" ";I;". ";T$(I);" " "I+1;". ";T$(I+1);" " "I+2;". ";T$(I+2)
15580 NEXT
15590 FOR I=10 TO 48 STEP3
15600 PRINTI;". ";T$(I);" " "I+1;". ";T$(I+1);" " "I+2;". ";T$(I+2)
15610 NEXT
15620 PRINT
15630 FOR I=1 TO 6
15640 PRINT"Zuordnung Symbol Nr.";I;:INPUTPN(I)
15650 NEXT
15660 GOSUB35000
15670 PRINT"Folgende Skalen stehen zur Verfuegung : "
15680 PRINT
15690 PRINT" 1.Skala : 0-50 Grad"
15700 PRINT" 2.Skala : 10-40 Grad"
15710 PRINT" 3.Skala : 35-40 Grad"
15720 PRINT" 4.Skala : 0- 600 Watt"
15730 PRINT" 5.Skala : 0-1000 Watt"
15740 PRINT" 6.Skala : 0- 100 %"
15750 PRINT" 7.Skala : 0- 500 g/m2h"
15760 PRINT" 8.Skala : 0-50 %"
15770 PRINT" 9.Skala : 0-200 bpm"
15780 PRINT
15790 PRINT"Ordnen Sie den ausgewaehlten Kanaelen die Skalennummer n zu"
15800 PRINT
15810 FOR I=1 TO 6
15820 PRINT" ";I;". ";T$(PN(I));:INPUT" ";S(I)
15830 NEXT I
15840 FOR I=1 TO 6
15850 IF S(I)=1 THEN AF(I)=40 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15860 IF S(I)=2 THEN AF(I)=66.666 : AC(I)=-566.666 : GOTO 15940
15870 IF S(I)=3 THEN AF(I)=400 : AC(I)=-13900 : GOTO 15940
15880 IF S(I)=4 THEN AF(I)=3.333 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15890 IF S(I)=5 THEN AF(I)=2 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15900 IF S(I)=6 THEN AF(I)=20 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15910 IF S(I)=7 THEN AF(I)=4 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15920 IF S(I)=8 THEN AF(I)=40 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15930 IF S(I)=9 THEN AF(I)=10 : AC(I)=100 : GOTO 15940
15940 IF S(I)<1 OR S(I)>9 THEN15790

```

```

15950 NEXT I
15960 MOVE#
15970 MOVE400,100
15980 AXIS X,50,60 : ALSC3,0
15990 MOVE3420,100 : PRINT#32;"T/Std"
16000 FOR I=5 TO 0 STEP-1
16010 Y=370+I*600 : MOVE Y,35 : PRINTI
16020 NEXT
16030 MOVE400,100
16040 AXIS Y,200,10
16050 FOR I=1 TO 6
16060 MOVE450-I*55,100 : ALSC3,1
16070 ONS(I)GOTO16080,16100,16120,16140,16160,16180,16200,16220,16240
16080 PRINT#32;T$(PN(I));" 0-50 Grad 1mm = 0,25 Grad"
16090 GOTO 16250
16100 PRINT#32;T$(PN(I));" 10-40 Grad 1mm = 0,15 Grad"
16110 GOTO 16250
16120 PRINT#32;T$(PN(I));" 35-40 Grad 1mm = 0,0250grad"
16130 GOTO 16250
16140 PRINT#32;T$(PN(I));" 0- 600 Watt 1mm = 3 Watt"
16150 GOTO 16250
16160 PRINT#32;T$(PN(I));" 0-1000 Watt 1mm = 5 Watt"
16170 GOTO 16250
16180 PRINT#32;T$(PN(I));" 0-100 % 1mm = 0,5 %"
16190 GOTO 16250
16200 PRINT#32;T$(PN(I));" 0- 500 g/m2h 1mm = 2,5 g/m2h"
16210 GOTO 16250
16220 PRINT#32;T$(PN(I));" 0-50 % 1mm = 0,25 %"
16230 GOTO 16250
16240 PRINT#32;T$(PN(I));" 0-200 bpm 1mm = 1 bpm"
16250 NEXT I
16700 C=400
16770 PRINT#32
16780 ALSC 0,0
16790 MOVE1000,2500
16800 PRINT"VERSUCHSNUMMER : ";VN#
16810 MOVE1000,2490
16820 DRAW 1000,2490,2300,2490
16830 ALSC 3,0
16840 MOVE1000,2420:SYMB1:MOVE1030,2400:PRINTPN(1);".":T$(PN(1))
16850 MOVE1000,2370:SYMB2:MOVE1030,2350:PRINTPN(2);".":T$(PN(2))
16860 MOVE1000,2320:SYMB3:MOVE1030,2300:PRINTPN(3);".":T$(PN(3))
16870 MOVE1750,2420:SYMB4:MOVE1750,2400:PRINTPN(4);".":T$(PN(4))
16880 MOVE1750,2370:SYMB5:MOVE1750,2350:PRINTPN(5);".":T$(PN(5))
16890 MOVE1750,2320:SYMB6:MOVE1750,2300:PRINTPN(6);".":T$(PN(6))
16899 MOVE#
16900 PRINT#1
16950 REM
17420 REM
17430 GOSUB 35000
17440 PRINT
17450 INPUT"Moechten Sie Kanalee ausblenden J/N";A#
17460 IF A#="N" THEN 17820
17470 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO17450
17475 GOTO17490
17480 FOR I=1 TO 1000:NEXT I
17490 GOSUB 35000:PRINT
17500 FOR I=1 TO 9 STEP3
17510 PRINT" ";I;".":T$(I);" ";I+1;".":T$(I+1);" ";I+2;".":T$(I+2)
17520 NEXT I
17530 FOR I=10 TO 48 STEP 3
17540 PRINTI;".":T$(I);" ";I+1;".":T$(I+1);" ";I+2;".":T$(I+2)
17550 NEXT I
17560 PRINT:PRINT"Welche Kanalee moechten Sie ausblenden ?"
17570 PRINT"Geben Sie die Kanalnummern der zu loeschenden Kanalee ei-"
17580 PRINT"zeln ein. Um im Programm fortzufahren geben Sie bitte -99-"

```

```

17585 PRINT"ein."
17590 INPUT"Ausblendung Kanal Nr.>";n
17595 IF A=99 THEN 17650
17600 IFA>480RA<1THENPRINT"Falsche Nummer !!!":GOTO17590
17620 T$(A)="-----"
17630 NN(A)=0
17640 GOTO 17590
17650 GOSUB 35000
17660 PRINT
17670 PRINT"Moechten Sie einen Kanal umbenennen oder wiederbelegen"
17675 INPUT" J/N";A$
17680 IF A$="N" THEN 17820
17690 IFA$<>"J"THENPRINTFE$:GOTO17670
17700 GOSUB 35000
17710 PRINT
17720 INPUT"Geben Sie die Kanalnummer ein";K
17730 IFK>480RA<1THENPRINT"Falsche Nummer !!!":GOTO17720
17750 PRINT
17760 INPUT"Geben Sie die Kanalbezeichnug ein";K$
17765 K$=K$+" "
17770 T$(K)=LEFT$(K$,8)
17775 NN(K)=1
17780 PRINT:PRINT
17790 INPUT"Moechten Sie noch eine Aenderung vornehmen J/N";A$
17800 IF A$="J" THEN 17720
17810 IFA$<>"N"THENPRINTFE$:GOTO17790
17815 GOSUB 35000
17820 IF D$="N" THEN 17960
17830 PRINT#2
17840 PRINT
17850 PRINT"      K a n a l - T a b e l l e"
17860 FOR I=1 TO 9 STEP 3
17870 PRINT" ";I;". ";T$(I);" " ";I+1;". ";T$(I+1);" " ";I+2;". ";T$(I+2)
17880 NEXT I
17890 FOR I=10 TO 48 STEP 3
17900 PRINTI;". ";T$(I);" " ";I+1;". ";T$(I+1);" " ";I+2;". ";T$(I+2)
17910 NEXT I
17915 PRINT#1
17950 GOSUB 35000
17970 PRINT
17980 INPUT"Moechten Sie Daten auf Band speichern J/N";C$
17990 IF C$="N" THEN 18230
18000 IFC$<>"J"THENPRINTFE$:GOTO17980
18020 PRINT
18030 PRINT"Ist der Recorder betriebsbereit und die Datencassette"
18040 INPUT"einggelegt J/N";A$
18050 IF A$="N" THEN 18030
18060 IFA$<>"J"THENPRINTFE$:GOTO18030
18070 POKE 723,0
18080 IF D$="J" THENPRINT#3
18090 OPENO,1,VN$
18095 PRINT:PRINT:PRINT
18100 PRINT#1
18120 PRINT#16DA$;Z$;ZE$;Z$;VN$;Z$;VR$;Z$;VP$;Z$;GE$;Z$;AL$;Z$;
18125 PRINT#16GR$;Z$;GW$;Z$;
18130 FORI=1TO54
18140 PRINT#16;T$(I);Z$;ET$(I);Z$;FA(I);Z$;C(I);Z$;
18150 NEXT
18170 FORI=1TO23
18200 PRINT#16G(I);Z$;
18210 NEXT I
18220 PRINT#1
18230 REM
18240 AB$="L"
30000 REM
30010 GOSUB 35000

```

```

30020 PRINT
30030 PRINT"Nullpunkt des O2-Analysators !"
30040 PRINT:PRINT"Haben Sie die O2/N2-Gasflasche geoeffnet und die"
30050 INPUT"Durchflussmenge eingestellt      J/N";A#
30060 IF A#="N" THEN 30040
30070 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO30040
30110 PRINT
30120 PRINT"Messung erfolgt in 2 Minuten !"
30130 OT=PEEK(65521)
30135 FOR I=1 TO 1000 : NEXT I
30140 OE=PEEK(65521)
30150 OD=OE-OT
30160 IFNOTOD>0THENOD=OD+255
30170 IFOD<120THEN30140
30175 O=0
30180 FOR I=1 TO10
30190 O=O+ADC(MUX(25));FOR II=1 TO 100 : NEXT II
30200 NEXT I
30210 KO(1)=O/10
30220 PRINT:PRINT"Ermittelte Konstante K(O1)=";KO(1)
30230 FORI=1TO2500:NEXTI
30240 GOSUB35000
30250 PRINT
30260 PRINT"Eichpunkt des O2-Analysators !"
30270 PRINT
30280 PRINT"Haben Sie das Kammerluftventil geoeffnet und die"
30290 INPUT" Durchflussmenge eingestellt      J/N";A#
30300 IF A#="N" THEN30270
30310 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO30270
30330 PRINT
30340 PRINT"Messung erfolgt in 2 Minuten !"
30350 OT=PEEK(65521)
30360 FOR I=1 TO 1000 : NEXT I
30370 OE=PEEK(65521)
30380 OD=OE-OT
30390 IFNOTOD>0THENOD=O+255
30400 IFOD<120THEN30370
30410 O=0
30420 FOR I=1 TO 10
30430 O=O+ADC(MUX(25))
30435 FOR II=1 TO 100 : NEXT II
30440 NEXT I
30450 KO(2)=O/10
30460 PRINT:PRINT"Ermittelte Konstante K(O2)=";KO(2)
30470 FOR I=1 TO 2500 : NEXT I
30472 L1=ADC(MUX(42))
30474 L1=100*L1+1000
30480 IF AB#="S"THEN30775
30490 GOSUB 35000
30500 PRINT
30510 PRINT"Nullpunkt des CO2-Analysators !"
30520 PRINT:PRINT"Haben Sie die Stickstoffflasche geoeffnet und die";
30530 INPUT" Durchflussmenge eingestellt      J/N";A#
30540 IF A#="N" THEN30520
30550 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO30520
30560 O=0
30570 FOR I=1 TO 10
30580 O=O+ADC(MUC(26));FOR II=1 TO 100 : NEXT II
30590 NEXT I
30600 KC(1)=O/10
30610 PRINT:PRINT"Ermittelte Konstante K(CO1)=";KC(1)
30620 FOR I=1 TO 2500 : NEXT I
30630 GOSUB 35000
30640 PRINT
30650 PRINT"Eichpunkt des CO2-Analysators !"
30660 PRINT:PRINT"Haben Sie die Gasgemischflasche geoeffnet und die";

```

```

30670 INPUT" Durchflussmenge eingestellt J/N";A#
30680 IF A#="N" THEN30680
30690 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO30680
30700 PRINT#1
30710 O=0
30720 FOR I=1 TO 10
30730 O=O+ADC(MUX(26)): FOR II=1 TO 100 : NEXT II
30740 NEXT I
30750 KC(2)=O/10
30760 PRINT:PRINT"Ermittelte Konstante K(CO2)=";KC(2)
30770 FOR I=1 TO 2500 : NEXT I
30775 GOSUB31000:GOSUB31200
30780 GOSUB 35000
30790 IFD#="J"THENPRINT#3;
30800 PRINT:PRINT"Konstanten aus der Eichung !"
30810 PRINT
30820 PRINT"Nullpunkt O2 : K(O1) =";K(O1)
30830 PRINT"Eichpunkt O2 : K(O2) =";K(O2)
30840 PRINT"Nullpunkt CO2 : K(CO1)=";K(C1)
30850 PRINT"Eichpunkt CO2 : K(CO2)=";K(C2)
30858 PRINT"Nullpunktkonzentration O2 O1=";C4
30860 PRINT"O2-Konzentration im Mischgas O2=";100*C3;"%"
30862 PRINT"Nullpunktkonzentration CO2 C1=";C1
30864 PRINT"Mischpunktkonzentration CO2 C2=";C2
30865 PRINT:PRINT"Luftdruck bei Eichung L=";L1
30866 PRINT" O2-Gain XO=";XO;TAB(30);" O2-Offset YO=";YO
30868 PRINT"CO2-Gain XC=";XC;TAB(30);"CO2-Offset YC=";YC
30870 PRINT"StPd-CO2-Konzentration bei Eichung=";CR*100;"%"
30872 PRINT
30874 PRINT"Moechten Sie die <S>aauerstoff- oder die <K>ohlendioxi- "
30876 INPUT"eichung wiederholen, oder wollen Sie <W>eitermachen";AB#
30878 IF AB#="S" THEN 30000
30880 IF AB#="K" THEN 30472
30890 IFC#<>"J"THEN30958
30900 PRINT#16;FB(1);Z#;FB(2);Z#;K1(1);Z#;K1(2);Z#;K2(1);Z#;K2(2);Z#;
30901 PRINT#16;FM;Z#;FJ;Z#;FK;Z#;K0(1);Z#;K0(2);Z#;KC(1);Z#;KC(2);Z#;L1;Z#;
30905 PRINT#16;C1;Z#;C2;Z#;XO;Z#;YO;Z#;XC0;Z#;YC0;Z#;
30908 PRINT#16;C3;Z#;C4;Z#;
30910 PRINT#1
30958 PRINT#16;R0;Z#;PRINT#1
30960 GOSUB 35000
30970 GOTO990
31000 REM
31010 C1=0:C2=1.269:C4=17.55:C3=20.92
31020 GOSUB 35000
31030 PRINT:KK=0
31040 PRINT"Konstanten zur Linearisierung."
31050 PRINT
31060 PRINT"Nullpunktkonzentration CO2 C1=";C1
31070 PRINT"Mischpunktkonzentration CO2 C2=";C2
31072 PRINT"Nullpunktkonzentration O2 O1=";C4
31074 PRINT"Mischpunktkonzentration O2 O2=";C3
31080 PRINT
31090 INPUT"Sollen die Konstanten geaendert werden J/N";A#
31100 IFA#="N" THEN 31132
31110 IFA#<>"J"THENPRINTFE#;GOTO31090
31115 INPUT"O1=";C4
31120 INPUT"C1=";C1
31130 INPUT"C2=";C2
31132 EN(45)=ADC(MUX(45))*FA(45)+C(45)
31134 EN(49)=ADC(MUX(49))*FA(49)+C(49)
31136 EN(49)=FNTK(EN(49))
31137 TD=FNPD(EN(49))
31138 C3=0.2092*(L1-TB*EN(45)/100)/L1
31140 XO=(C3-C4/100)/(K0(2)-K0(1))
31150 XC0=(C2-C1)/(K0(2)-K0(1))/100

```

```

31160 Y0=C3-X0*K0(2)
31170 YC0=C2/100-XC0*K0(2)
31176 PRINT#1
31180 RETURN
31200 GOSUB35000
31205 PRINT"Gasanalysatoren auf Kammerluft umstellen"
31210 PRINT"Geben Sie --J-- ein wenn die Umstellung erfolgt ist."
31220 INPUT#1
31230 IFA#="J" THEN 31250
31240 IF A#<>"J" THEN PRINTFE# : GOTO31200
31250 O=0:FORI=1TO10
31260 O=O+ADC(MUX(26))
31270 NEXT:O=O/10
31280 CR=O*XC+YC
31290 TG=FNTK(ADC(MUX(48))*10)
31300 RF=ADC(MUX(46))*0.1
31310 CR=CR*L1/(L1-FNPD(TG)*RF)
31350 RETURN
32000 PRINT:PRINT:PRINTSG#
32010 PRINT"      Y00000Z      Y00000Z      Y00000Z"
32020 PRINT"      0      0      0      0      "
32030 PRINT"      0      0      0      0      "
32040 PRINT"      0      0      0      0      "
32050 PRINT"      00000000      0 Y00000      000000 "
32060 PRINT"      0      0      0      0      0      "
32070 PRINT"      0      0      0      0      0      "
32080 PRINT"      0      0      0      0      0      "
32090 PRINTCHR$(27)+"r";
32100 PRINT"      Z      Y      Z.....Y      Z.....Y"
32110 PRINTG#
32120 RETURN
35000 PRINT#1;CHR$(12);
35010 FOR I=1 TO 300
35020 NEXT I
35030 RETURN

```

```

* DABAS
SAVE02,"KLKW"

```

```

** INIT VOLUME **
TAPE NUMBER / SIDE : 07 / 1
TAPE ID NAME       : KB3
FILE ID NUMBER     : 02
FILE ID NAME       : KLKW.BAS
STORE MEMORY       : 4042 - 80EB
SAVED

```

```

* DABAS

```

Plotprogramm

* DABAS

LIST

```

20 POKE65519,B : POKE8062,255
30 GOSUB35000
40 PRINT:PRINT"Plotprogramm fuer KLKW 2"
50 DIMX(6,220),T$(54),A$(10),P$(10),S$(10),PL(220)
55 DIMA$(10),DA(55),AX(230),AK$(9)
56 DINSK$(8)
57 DIMPT$(12),YS(12),Y(12),YY(5)
60 PK=1:SK=0
70 PRINT:PRINT:PRINT"Geben Sie die Versuchszeit ein !!"
80 PRINT:INPUT"Stunden : ";S
90 INPUT"Minuten : ";M
100 N=S*60+M-1:IFN>249THENN=249
110 INPUT"Moechten Sie Daten einlesen ";A$
115 IFA$<>"J"THEN420
120 POKE723,0:OPENI,01:POKE20,255
140 FORI=1TO9:INPUT#16;A$:A$(I)=A$:NEXTI
150 NN=1:Z=0
160 FORI=1TO216:INPUT#16;B$:IFZ=0THENT$(NN)=B$
170 Z=Z+1:IFZ=4THENZ=0:NN=NN+1
180 NEXTI
190 FORI=1TO46:INPUT#16;C$:NEXT
200 POKE20,0:POKE605,1:PK=0
220 GOSUB35000:PRINT:PRINT"    Verfuegbare Kanaele !"
230 PRINT:FORI=1TO9STEP3
240 PRINT"    ";I;"    ";T$(I);"    ";I+1;"    ";T$(I+1);"    ";I+2;"    ";T$(I+2)
250 NEXTI:FORI=10TO48STEP3
260 PRINTI;"    ";T$(I);"    ";I+1;"    ";T$(I+1);"    ";I+2;"    ";T$(I+2)
270 NEXTI:PRINT
280 PRINT"    Welche Kanaele sollen geplottet werden ?"
285 PRINT"    Bei Eingabe einer - 0 - keine Datenuebernahme !!"
290 FORI=1TO6:INPUT"    Kanalnummer : ";P
292 PP(I)=P:IFPP(I)<>0THENP(I)=P
294 NEXTI
296 FORI=1TO6:IFPP(I)<>0THENUB$(I)=T$(PP(I))
298 NEXT
310 GOSUB35000:PRINT"Versuchsdaten werden gelesen !!"
320 POKE20,255
330 FOR I= 1 TO N
340 FOR J= 1 TO 54
350 INPUT#16;DA(J)
360 NEXT J
370 FOR K=1 TO 6
380 IFPP(K)<>0THENX(K,I)=DA(P(K))
390 NEXTK
400 NEXTI
410 POKE20,0:POKE605,1:CLOSEI,01
415 FORI=1TO12:PT$(I)="    ":YS(I)=0:Y(I)=0:NEXTI
418 IFA$="J"THEN110
420 INPUT"Moechten Sie Text eingeben ";A$
425 IF A$<>"J"THEN1200
430 GOSUB 35000
440 PRINT"Texteingabe   !!"
450 PRINT"Sie koennen maximal 12 Zeilen a 26 Zeichen eingeben."
460 PRINT"Bei Eingabe einer -- 0 -- wird die Texteingabe beendet."
470 PRINT
480 INPUT"Geben Sie die Zeilennummer ein";ZR
490 IF ZR=0 THEN 530
500 PRINT"    -----"
510 INPUTPT$(ZR):PT$(ZR)=LEFT$(PT$(ZR),26)
520 GOTO480
530 GOSUB35000
540 PRINT"-----"

```

```

550 PRINT"Sie koennen hinter jede Zeile ein Symbol setzen."
560 PRINT"Bei Eingabe einer -- 0 -- wird die Symboleingabe beendet."
570 PRINT
580 INPUT"Geben Sie die Zeilennummer ein";ZR
590 IF ZR=0 THEN 630
600 INPUT"Geben Sie die Symbolnummer <1-6> ein ";SY
610 YS(ZR)=SY:Y(ZR)=1
620 GOTO580
630 GOSUB35000
640 PRINT"Y - Achse !!!"
650 PRINT"Sie koennen maximal 4 Y-Achsen auswaehlen"
660 PRINT"Bei Eingabe einer -- 0 -- kommt an die x-ste Stelle keine Skala"
670 PRINT"Folgende Skalen stehen zur Verfuegung : "
675 GOSUB 10000
680 FOR I=1 TO 8:PRINT" ";I:". ";SK$(I):NEXT
690 PRINT
700 FOR X=1TO4:PRINTX;". Skala : ";:INPUTYY(X):NEXT X
710 GOSUB 35000
720 GOSUB35000
730 INPUT"Moechten Sie Achsenkreuze und Beschriftung zeichnen";A#
735 IFA#="N"THEN1200
738 IF A#<>"J"THEN730
740 MOVE600,100
750 AXISX,300,7
760 MOVE2650,50:ALSC3,0:PRINT#32;"t/h"
770 FORX=4TO1STEP-1:MOVE(X*600-37.5),50:PRINT#32;X-1:NEXTX
840 FOR X=1 TO 6
850 MOVE1050,1900-X*40
860 PRINT#32;PT$(X)
870 IFY(X)=1THENPRINT#32;" ";:SYMBYS(X)
890 NEXTX
900 FORX=1TO6
910 MOVE2000,1900-X*40
920 PRINT#32;PT$(X+6)
930 IFY(X+6)=1THENPRINT#32;" ";:SYMBYS(X+6)
950 NEXTX
990 FOR X=1 TO 4
1000 MOVE750-X*150,100
1010 IF YY(X)=0 THEN 1050
1020 IF YY(X)=2 THEN GOSUB15000:GOTO1050
1030 IF YY(X)=3 THEN GOSUB15000:GOTO1050
1040 GOSUB16000
1050 NEXTX
1060 PRINT#1:MOVE#
1200 REM
1210 GOSUB 35000
1300 PRINT"Welche der folgenden Funktionen soll ausgefuehrt werden ?"
1310 PRINT
1320 PRINT"Kanal nach Plottvektor kopieren -- 1 --"
1330 PRINT"Ausblendungen vornehmen -- 2 --"
1340 PRINT"Offset-Gain Manipulation -- 3 --"
1350 PRINT"Mittelwerte berechnen -- 4 --"
1360 PRINT"Rechts-Linksverschiebung -- 5 --"
1370 PRINT"Zeichnen des Plotvektors -- 6 --"
1380 INPUTQ
1390 ONQGOSUB11000,11500,12000,12500,13000,13500
1400 GOTO 1200
1410 END
9999 PRINT#1:END
10000 SK$(1)=" 0-50 Grad C"
10010 SK$(2)="35-30 Grad C"
10020 SK$(3)="10-40 Grad C"
10030 SK$(4)=" 0-50 %"
10040 SK$(5)=" 0-100%"
10050 SK$(6)=" 0-500Watt"
10060 SK$(7)=" 0-500q/m2h"

```

```

10070 SK$(8)=" 0-200bpm"
10080 RETURN
11000 REM
11010 GOSUB35000:GOSUB20000
11015 P=UP
11020 FORI=1TON:PL(I)=X(P,I):NEXT
11030 FORI=1TON:X(0,I)=PL(I):NEXT
11040 FORI=1TON:AX(I)=0:NEXTI
11050 RETURN
11500 REM
11510 GOSUB 35000
11520 PRINT:PRINT" Anfang !":INPUT"Stunde : ";S1:INPUT"Minute : ";M1
11530 PRINT:PRINT" Ende !":INPUT"Stunde : ";S2:INPUT"Minute : ";M2
11540 BE=M1+S1*60:ED=M2+S2*60
11550 FORI=BETOED:AX(I)=1:NEXTI
11560 RETURN
12000 REM
12010 GOSUB35000:PRINT"Welche Operation moechten Sie ausfuehren ?":PRI
12020 PRINT"Plottvektor mit Konstante multiplizieren -- 1 --"
12030 PRINT"Konstante zu Plottvektor addieren -- 2 --"
12040 PRINT"Kanalvektor vom Plottvektor subtrahieren -- 3 --"
12050 PRINT"Kanalvektor zu Plottvektor addieren -- 4 --"
12060 PRINT:INPUT06
12070 ONOGGOSUB12100,12200,12300,12400
12080 RETURN
12100 GOSUB35000
12110 INPUT"Geben Sie die Konstante zur Multiplikation ein ";M
12120 FORI=1TON:PL(I)=PL(I)*M:NEXT
12130 RETURN
12200 GOSUB35000
12210 INPUT"Geben Sie die Konstante zur Addition ein";M
12220 FORI=1TON:PL(I)=PL(I)+M
12230 NEXT
12240 RETURN
12300 GOSUB35000:GOSUB20000
12310 FORI=1TON:PL(I)=PL(I)-X(UP,I):NEXT
12320 RETURN
12400 GOSUB35000:GOSUB20000
12410 FORI=1TON:PL(I)=PL(I)+X(UP,I):NEXT
12420 RETURN
12500 REM
12510 GOSUB35000
12515 FORI=1TON:X(0,I)=PL(I):NEXTI
12520 INPUT"Geben Sie den Faktor ein";FE
12530 FORI=FE+1TON-FE
12540 A=0
12550 FORJ=-FETOFE:A=X(0,I+J)+A:NEXTJ
12560 PL(I)=A/(2*FE+1)
12570 NEXTI
12580 FORI=1TOFE
12590 A=0
12600 FORJ=-FETOFE:ZQ=I+J:IFZQ<1THENZQ=1
12610 A=X(0,ZQ)+A
12620 NEXTJ
12640 PL(I)=A/(2*FE+1)
12645 NEXTI
12650 FORI=N-FE+1TON
12660 A=0
12670 FORJ=-FETOFE
12680 ZQ=I+J:IFZQ>NTHENZQ=N
12690 A=X(0,ZQ)+A
12700 NEXTJ
12710 PL(I)=A/(2*FE+1)
12720 NEXTI
12730 RETURN
13000 REM

```

```

13010 GOSUB35000
13020 INPUT"Wollen Sie <R>echts oder <L>inks verschieben ";A#
13030 IFA#="R"THEN13060
13040 IFA#="L"THEN13120
13050 GOTO13010
13060 INPUT"Geben Sie den Zeitfaktor in Minuten ein ";TQ
13070 N=N+TQ
13080 FORI=NTOTQSTEP-1
13090 PL(I)=PL(I-TQ)
13100 NEXTI:FORI=1TOTQ:PL(I)=0:AX(I)=1:NEXTI
13102 AX(TQ)=1:AX(TQ+1)=1
13110 RETURN
13120 INPUT"Geben Sie dn Zeitfaktor in Minuten ein";TQ
13130 FORI=1TON
13140 PL(I)=PL(I+TQ)
13145 AX(I)=0
13150 NEXTI
13155 FORI=1TO25:IFPL(I)=0THENAX(I+1)=1:NEXTI
13160 N=N-TQ
13170 RETURN
13500 REM
13510 CC=0
13520 GOSUB35000:GOSUB10000
13530 PRINT"Welche Skalen wollen Sie benutzen ?":PRINT
13540 FORI=1TO8:PRINTI;". ";SK$(I):NEXTI
13550 PRINT:INPUTSK
13560 PRINT
13565 INPUT"Welches Symbol <1-6> wuenschen Sie ? (1=kein Symbol)":SL
13570 ONSKGOTO13580,13590,13600,13610,13620,13630,13640,13650
13580 AF=30:AC=100:GOTO13660
13590 AF=500:AC=-17400:GOTO13660
13600 AF=50:AC=-400:GOTO13660
13610 AF=30:AC=100:GOTO13660
13620 AF=15:AC=100:GOTO13660
13630 AF=3:AC=100:GOTO13660
13640 AF=3:AC=100:GOTO13660
13650 AF=7.5:AC=100
13660 REM
13670 IFAF*PL(1)+AC<0THENPL(1)=-AC/AF
13680 IFAF*PL(1)+AC>1650THENPL(1)=(1650-AC)/AF
13690 MOVE600,PL(1)*AF+AC:XX=600
13700 FOR I=1TON
13710 IFAF*PL(I)+AC<0THENPL(I)=-AC/AF
13720 IFAF*PL(I)+AC>1650THENPL(I)=(1650-AC)/AF
13730 IFAX(I)=0THENDRAWXX,AF*PL(I)+AC
13740 IFAX(I)=1THENMOVEXX,AF*PL(I)+AC
13750 XX=XX+10
13760 CC=CC+10:IFCC=200THENSYMSL:CC=0
13770 NEXTI
13780 MOVE#
13790 RETURN
15000 AXISY,500,3
15010 IFYY(X)=2THENAY$(1)=" 35":AY$(2)=" 36"
15015 IFYY(X)=2THENAY$(3)=" 37":AY$(4)=" 38"
15020 IFYY(X)=3THENAY$(1)=" 10":AY$(2)=" 20"
15025 IFYY(X)=3THENAY$(3)=" 30":AY$(4)=" 40"
15030 AB#="GRAD C"
15040 FOR I=0 TO 3
15050 MOVE650-X*150,75+500*I
15060 PRINT#32:AY$(I+1)
15070 NEXTI
15080 MOVE750-X*150,1650
15090 ALSC3,1
15100 PRINT#32:AB#
15110 ALSC3,0
15120 RETURN

```

```

16000 AXISY,300,5
16010 IFYY(X)<>1 THEN 16050
16020 AY$(1)=" 0":AY$(2)=" 10":AY$(3)=" 20"
16030 AY$(4)=" 30":AY$(5)=" 40":AY$(6)=" 50"
16040 AB$="GRAD C":GOTO16250
16050 IF YY(X)<>4 THEN 16090
16060 AY$(1)=" 0":AY$(2)=" 10":AY$(3)=" 20"
16070 AY$(4)=" 30":AY$(5)=" 40":AY$(6)=" 50"
16080 AB$=" %":GOTO16250
16090 IF YY(X)<>5 THEN 16130
16100 AY$(1)=" 0":AY$(2)=" 20":AY$(3)=" 40"
16110 AY$(4)=" 60":AY$(5)=" 80":AY$(6)="100"
16120 AB$=" %":GOTO16250
16130 IF YY(X)<>6 THEN 16170
16140 AY$(1)=" 0":AY$(2)="100":AY$(3)="200"
16150 AY$(4)="300":AY$(5)="400":AY$(6)="500"
16160 AB$="WATT":GOTO16250
16170 IF YY(X)<>7 THEN 16210
16180 AY$(1)=" 0":AY$(2)="100":AY$(3)="200"
16190 AY$(4)="300":AY$(5)="400":AY$(6)="500"
16200 AB$="G/M2H":GOTO16250
16210 AY$(1)=" 0":AY$(2)=" 40":AY$(3)=" 80"
16220 AY$(4)="120":AY$(5)="160":AY$(6)="200"
16230 AB$="BPM"
16250 FOR I=0 TO 5
16260 MOVE650-X*150,75+300*I
16270 PRINT#32;AY$(I+1)
16280 NEXT I
16290 MOVE750-X*150,1650
16300 ALSC3,1
16310 PRINT#32;AB$
16320 ALSC3,0
16330 RETURN
20000 REM
20010 PRINT"Welcher Datensatz soll benutzt werden ?"
20020 PRINT:FORI=1TO6:PRINTI;"  ";UB$(I):NEXTI
20030 PRINT:INPUT" Kanalnummer  : ";UP
20040 RETURN
34998 PRINT#1
34999 END
35000 PRINT#1;CHR$(12);:FORI=1TO300:NEXT:RETURN

```

* DABAS

TURBO PASCAL Program Lister, Copyright 1983 Borland International Page 1
 Listing of: HEISING.PAS

```

PROGRAM heising;
($Iheising.inc)

type messung_ty      = (smr,Tc,Ts,Ta,Ts1);
versuch_ty           = (ta_re,ta_li,l_bein,r_bein,ergo_o_re,ergo_o_li,
                        ergo_m_re,ergo_m_li,ara_warm,
                        bein_kalt,ara_kalt,bein_warm);

versuch_str          = string(10);
bereich_ty           = (abw_min,abw_max,min,max,schrittweite);
lbereich_ty          = array[1..5,min..schrittweite] of integer;
lberechnet_ty        = array[1..8,abw_min..min] of real;
TiDbereich_ty        = array[(Tc..Ta,min..schrittweite) of real];
messwerte_ty         = array[versuch_ty,messung_ty] of real;
komb_ty              = string(12);

const messwerte_con  : messwerte_ty=
  ((085.20,36.97,36.26,36.50,36.04),
   (088.48,36.97,36.26,36.50,36.34),
   (073.57,37.07,35.47,36.57,36.09),
   (047.45,37.07,35.47,34.95,32.84),
   (189.45,37.20,35.92,38.00,36.39),
   (141.48,37.20,35.92,36.75,36.29),
   (154.59,37.25,33.66,38.00,36.42),
   (058.43,37.25,33.66,32.50,27.76),
   (098.52,37.00,35.90,35.24,33.49),
   (037.60,37.00,35.90,38.41,39.02),
   (035.34,37.03,36.03,37.57,38.12),
   (009.24,37.03,36.03,32.97,28.91));

lbereich_con         : lbereich_ty=
  ((100,150,5),
   (010,050,5),
   (001,050,5),
   (001,002,1),
   (001,050,5));

TiDbereich_con       : TiDbereich_ty=
  ((36.0,36.9,0.1),      (Tc0 )
   (34.0,36.0,0.2),      (Ts0 )
   (36.0,39.0,0.1));     (Ta0 )

(+++++ eintauchbereich ++++++)
  oim0      = -12;
  ainl      = -10;
  max0      = 10;
  maxl      = 12;

(+++++ ++++++)
var messung      : messung_ty;

bereich          : bereich_ty;
messwerte        : messwerte_ty;
lbereich         : lbereich_ty;
TiDbereich       : TiDbereich_ty;
lberechnet       : lberechnet_ty;
komb             : komb_ty;
maximal_abw_betrags:real;
prograa_ende,
daucrausgabe,
start           : boolean;
verfahren        : b;te;
  
```

Listing of: HEISING.PAS

Include file: HEISING.IN

```

lakt      : array[1..5] of integer;
liakt     : array[1c..1a] of real;
abweichung : array[labu_min..ain] of real;
Toleranz  : real;
i         : integer;
helpcha   : char;
helpboo   : boolean;
helpint   : integer;
helpstr   : ioab_ty;
helprea   : real;

procedure matrixuebergabe;
begin
    verfahren := 1;
    for bereich := ain to schrittweite do begin
        for i:=1 to 5 do lbereich[i,bereich] := lbereich_con[i,bereich];
        for messung:=1c to 1a do libereich[messung,bereich] := libereich_con[messung,bereich];
    end;
    for versuch := ta_re to bein_wara do for messung := swr to tsd do
        messwerte[versuch,messung] := messwerte_con[versuch,messung];
    end;
function vers_string(ain:versuch_ty):versuch_str;
begin
    case versuch of
        ta_re      : vers_string := 'ta_re';
        ta_li      : vers_string := 'ta_li';
        l_bein     : vers_string := 'l_bein';
        r_bein     : vers_string := 'r_bein';
        ergo_o_re  : vers_string := 'ergo_o_re';
        ergo_o_li  : vers_string := 'ergo_o_li';
        ergo_m_re  : vers_string := 'ergo_m_re';
        ergo_m_li  : vers_string := 'ergo_m_li';
        ara_wara   : vers_string := 'ara_wara';
        bein_kalt  : vers_string := 'bein_kalt';
        ara_kalt   : vers_string := 'ara_kalt';
        bein_wara  : vers_string := 'bein_wara';
    end(case);
end;

procedure untermaenue_verfahren;
begin
    clrscr;
    gotoxy(1,3);writeln('1 Einzel Iteration');
    gotoxy(1,5);writeln('2 zur Zeit nicht verfuegbar');
    gotoxy(1,7);writeln('3 Automatic alle messreihen mit ausdruck');
    readln(i,helpcha);
    if not(i=verfahren = 3)or(verfahren = 1) then verfahren := 1;
end;

procedure ausdruck;
type    helpstr_ty = string(10);
var     bereich2 : bereich_ty;
        helpstr : helpstr_ty;
const   sprung   = 19;
procedure drucker_init;
begin
    write(1st,15);           (schwaelschrift );
    write(1st,27,'1',20);    (linker rand bei 20)

```

```

        write(lst,'e',80,813);      {tabulator stops }
        writeln(lst);
    end;

begin
    drucker_init;
    helpstr := vers_string(versuch);
    writeln(lst,'Versuch',sprung,'Konstante',sprung,'min',sprung,'max',sprung,'step',sprung,'unten',
        sprung,'mini',sprung,'oben');
    write(lst,'-----');
    writeln(lst,'-----');
    write(lst,helpstr);
    for i:=1 to 5 do begin
        write(lst,sprung,'K',i:2);
        for bereich := min to schrittweite do write(lst,sprung,kbereich(i,bereich):3);
        write(lst,sprung,kberechnet(i,abw_min):3:2,sprung,kberechnet(i,min):3:2,
            sprung,kberechnet(i,abw_max):3:2);
        writeln(lst);
    end;
    for messung := tc to tm do begin
        case messung of
            tc : begin
                helpstr := 'Tc0 ';
                i       :=6;
            end;
            ts : begin
                helpstr := 'Ts0 ';
                i       :=7;
            end;
            tm : begin
                helpstr := 'Tm0 ';
                i       :=8;
            end;
        end;
        write(lst,sprung,helpstr);
        for bereich := min to schrittweite do write(lst,sprung,Ti0bereich(messung,bereich):3:2);
        write(lst,sprung,kberechnet(i,abw_min):3:2,
            sprung,kberechnet(i,min):3:2,sprung,kberechnet(i,abw_max):3:2);
        writeln(lst);
    end;
    write(lst,sprung,'Abweichung %',sprung,sprung,sprung,sprung,abweichung(abw_min):3:2,
        sprung,abweichung(min):3:2,sprung,abweichung(abw_max):3:2);
    writeln(lst);

    end;
procedure bereichs_ausgabe;      {gibt Bereich in dem iteriert wird als Tabelle aus}
procedure werte2(ind:byte);
    case ind of
        1..5 : for bereich := min to schrittweite do write(' ',kbereich(ind,bereich):5);
        6   : for bereich := min to schrittweite do write(' ',Ti0bereich(tc,bereich):2:2);
        7   : for bereich := min to schrittweite do write(' ',Ti0bereich(ts,bereich):2:2);
        8   : for bereich := min to schrittweite do write(' ',Ti0bereich(tm,bereich):2:2);
    end;
    writeln;
end;

begin
    clrscr;
    gotoxy(1,2);writeln(' Es werden momentan folgende Bereiche bearbeitet. ');

```

```

gotoxy(1,4);
writeln('komponente      sin      cos      Interv.      unten      mini      oben ');
writeln('-----');
write('1 k1      : ');werte2(1);
write('2 k2      : ');werte2(2);
write('3 k3      : ');werte2(3);
write('4 k4      : ');werte2(4);
write('5 k5      : ');werte2(5);
write('6 Tc0      : ');werte2(6);
write('7 Ts0      : ');werte2(7);
write('8 Tm0      : ');werte2(8);
end;

procedure messwert_ausgabe;
procedure werte(ver:versuch_ty);
begin
    for messung := swr to ts1 do write(messwerte(ver,messung):3:2,' ');
    writeln;
end;

begin
    clrscr;
    writeln;
    writeln('Folgende Versuche stehen zur Auswahl: ');
    writeln;
    writeln;
    writeln('Versuch      swr      tc      ts      tm      ts1');
    writeln('-----');
    write('A ta_re      : ');werte(ta_re);
    write('B ta_li      : ');werte(ta_li);
    write('C l_bein     : ');werte(l_bein);
    write('D r_bein     : ');werte(r_bein);
    write('E ergo_o_re  : ');werte(ergo_o_re);
    write('F ergo_o_li  : ');werte(ergo_o_li);
    write('G ergo_u_re  : ');werte(ergo_u_re);
    write('H ergo_u_li  : ');werte(ergo_u_li);
    write('I ara_warm   : ');werte(ara_warm);
    write('J ara_kalt   : ');werte(ara_kalt);
    write('K bein_warm  : ');werte(bein_warm);
    write('L bein_kalt  : ');werte(bein_kalt);
    writeln;
    write('Z Vorgegebene Kombination');
end(messwert_ausgabe);

procedure parametereingabe;
procedure kombinationswahl;
begin
    gotoxy(1,23);write('Geben Sie die Buchstaben ein : ');

end;

procedure versuch_auswählen;
begin
    messwert_ausgabe;
    gotoxy(1,23);write('Welche Messreihe wollen Sie verwenden ? ');
    read(kbd,helpcha);
    case upcase(helpcha) of
        'A' : versuch := ta_re;
        'B' : versuch := ta_li;
        'C' : versuch := l_bein;
        'D' : versuch := r_bein;
    end;
end;

```

```

'E' : versuch := ergo_o_re;
'F' : versuch := ergo_o_li;
'G' : versuch := ergo_m_re;
'H' : versuch := ergo_m_li;
'I' : versuch := ara_warq;
'J' : versuch := ara_kalt;
'K' : versuch := bein_warq;
'L' : versuch := bein_kalt;
'Z' : kombinationswahl;

end;
end;
procedure bereich_auswaehlen;
var zeile : byte;
    ignore : boolean;
    wert : real;
begin
    bereichs_ausgabe;
    gotoxy(1,22);writeln('Bereich modifizieren' (J/M));
    read(kbd,helpcha);
    if upcase(helpcha) = 'J' then ignore := false
    else ignore := true;
    while not ignore do begin
        gotoxy(1,22);writeln('Zeilenindex' (1..3));
        read(kbd,helpcha);
        case upcase(helpcha) of
            '1'..'8' : zeile := ord(upcase(helpcha))-49;
            else ignore := true;
        end;
        gotoxy(1,22);writeln('Spaltenindex' (1..3));
        read(kbd,helpcha);
        case upcase(helpcha) of
            '1' : bereich := min;
            '2' : bereich := max;
            '3' : bereich := schrittweite;
            else ignore := true;
        end;
        if not ignore then begin
            gotoxy(1,22);writeln('Neuer Wert : ');
            read(wert);
            case zeile of
                1..5 : kbereich[zeile,bereich] := round(wert);
                6 : TiObereich[tc,bereich] := wert;
                7 : TiObereich[ts,bereich] := wert;
                8 : TiObereich[tm,bereich] := wert;
            end;
        end;
    end;
end;
begin (parametereingabe)
    versuch_auswaehlen;
    bereich_auswaehlen;
end; (parametereingabe)

procedure ergebnisausgabe;
begin

```

```

for i:= 1 to 8 do begin
    gotoxy(44,5+i);write(kberechnelli,abw_min):3:2);
    gotoxy(54,5+i);write(kberechnelli,a1n):3:2);
    gotoxy(62,5+i);write(kberechnelli,abw_max):3:2);
end(for);
gotoxy(44,14);write(abweichung(abw_min):3:2);
gotoxy(54,14);write(abweichung(a1n):3:2);
gotoxy(62,14);write(abweichung(abw_max):3:2);
end;
procedure hauptmenue;
procedure start_screen;
begin
    clrscr;
    gotoxy(10,5);writeln('Haupt-Menue');
    gotoxy(11,8);
    lowvideo;writeln('A');highvideo;writeln('      Auswahl des Verfahrens / als zweites');
    writeln;
    lowvideo;writeln('P');highvideo;writeln('      Parameter veraenderung / zuerst');
    writeln;
    lowvideo;writeln('S');highvideo;writeln('      Start ');
    writeln;
    lowvideo;writeln('E');highvideo;writeln('      Ausgabe des aktuellen Ergebnisses ');
    writeln;
    lowvideo;writeln('D');highvideo;
        if dauerausgabe then writeln('      Ausgabe (jetzt immer wenn < Minimal)')
        else writeln('      Ausgabe (jetzt nur am Ende) ');
    writeln;
    lowvideo;writeln('U');highvideo;writeln('      Programmende');
    gotoxy(10,23);writeln('Ihre Wahl: ');
end;
begin
    helpboo := true;
    while helpboo do begin
        helpboo := false;
        start_screen; gotoxy(22,23); read(kbd,helpcha);
        case upcase(helpcha) of
            'A' : untermenue.verfahren;
            'P' : parametereingabe;
            'S' : start := true;
            'E' : begin
                    bereichs.ausgabe;
                    ergebnis.ausgabe;
                    delay(2000);
                    ausdruck;
                    helpboo := true;
                end;
            'D' : dauerausgabe := not dauerausgabe;
            'U' : program_ende := true;
            else helpboo := true;
        end(case);
    end(while);
end;
function forael:real;
begin
    forael := (
        kakt[1] * (messwerte[versuch,Tc]-tiakt[tc])
    )

```

```

        + kakt[2] * (messwerte[versuch,ts]-tiakt[ts])
        + kakt[3] * (messwerte[versuch,ta]-tiakt[ta])
    )
    *
    exp(kakt[4] * (messwerte[versuch,ts]-tiakt[ts]) / kakt[5] );
end;

procedure berechne;
var procent :real;
label schlus;
procedure aktualisiere_kberechnet(ber:bereich_ty);
begin
    for i:=1 to 5 do kberechnet[i,ber] := kakt[i];
    kberechnet[6,ber] := tiakt[ts];
    kberechnet[7,ber] := tiakt[ta];
    kberechnet[8,ber] := tiakt[ta];
    abweichung[ber] := procent;
end;

begin
    procent := (formel-messwerte[versuch,swr])*100/messwerte[versuch,swr];
    helprea := abs(procent);
    if helprea < maximal_abw_betrag then
        if (helprea < abs(abweichung[ain]))=true then begin
            aktualisiere_kberechnet(ain);
            if dauerausgabe then ergebnisausgabe;
        end
    else goto schlus;
    helpint := trunc(procent);
    case helpint of
        max0..max1 : aktualisiere_kberechnet(abw_max);
        0 : begin
            for i := 1 to 5 do kakt[i] := kbereich[i,max] + 100 ;
            for messung := tc to ta do tiakt[messung] := ti0bereich[messung,max] + 100.0;
            ergebnisausgabe;
            end;
        min0..min1 : aktualisiere_kberechnet(abw_min);
    end(case);
    if dauerausgabe then ergebnisausgabe;
schlus:end;
procedure berechne_matrix_init;
begin
    for bereich := abw_min to min do for i:= 1 to 8 do begin
        kberechnet[i,bereich] := 0.0;
    {++++++}} abweichung[abw_min] := -10.0;
    {++++++}} abweichung[abw_max] := 10.0;
    {++++++}} abweichung[ain] := 100.0;
end;

procedure verfahren_1;
begin
    berechne_matrix_init;
    bereichs_ausgabe;
    helpstr := vers_string(versuch);
    gotoxy(1,20);write('Verfahren ',verfahren:2,' laeuft !!!' ('',helpstr,''));
    kakt[1] := kbereich[1,min]-kbereich[1,schrittweite];
    while kakt[1] < kbereich[1,max] do begin
        kakt[2] := kbereich[2,min]-kbereich[2,schrittweite];
        kakt[3] := kakt[1] + kbereich[3,schrittweite];
    end;
end;

```

```

while kakt[2] < kbereich[2,max] do begin
    kakt[3] := kbereich[3,min]-kbereich[3,schrittweite];
    kakt[2] := kakt[2] + kbereich[2,schrittweite];
    gotoxy(3,23);write(kakt[2]:3);
    while kakt[3] < kbereich[3,max] do begin
        kakt[4] := kbereich[4,min]-kbereich[4,schrittweite];
        kakt[3] := kakt[3] + kbereich[3,schrittweite];
        while kakt[4] < kbereich[4,max] do begin
            kakt[5] := kbereich[5,min]-kbereich[5,schrittweite];
            kakt[4] := kakt[4] + kbereich[4,schrittweite];
            while kakt[5] < kbereich[5,max] do begin
                tiakt[tc] := TiObereich[tc,min]-TiObereich[tc,schrittweite];
                kakt[5] := kakt[5] + kbereich[5,schrittweite] ;
                while tiakt[tc] < TiObereich[tc,max] do begin
                    tiakt[ts] := TiObereich[ts,min]-TiObereich[ts,schrittweite];
                    tiakt[tc] := tiakt[tc] + TiObereich[tc,schrittweite];
                    while tiakt[ts] < TiObereich[ts,max] do begin
                        tiakt[ta] := TiObereich[ta,min]-TiObereich[ta,schrittweite];
                        tiakt[ts] := tiakt[ts] + TiObereich[ts,schrittweite];
                        while tiakt[ta] < TiObereich[ta,max] do begin
                            tiakt[ta] := tiakt[ta] + TiObereich[ta,schrittweite];
                            berechne;
                        end(while tiakt[ta]);
                    end(while tiakt[ts]);
                end(while tiakt[tc]);
            end(while5);
        end(while4);
    end(while3);
end(while2);
end(while1);
ergebnisausgabe;
end;

procedure verfahren_2;
begin
    komb:= komb + ' ';
    repeat
        helpchz := copy(komb,1,1);
        if helpcha (<) ' ' then delete(komb,1,1);
        helpboo:= true;
        case upcase(helpchal) of
            'A' : versuch := tm_re;
            'B' : versuch := tm_li;
            'C' : versuch := l_bein;
            'D' : versuch := r_bein;
            'E' : versuch := ergo_u_re;
            'F' : versuch := ergo_m_re;
            'H' : versuch := ergo_m_li;
            'I' : versuch := arm_warw;
            'J' : versuch := arm_kalt;
            'K' : versuch := bein_warw;
            'L' : versuch := bein_kalt;
        else helpboo:=false;
        end;
    if helpboo then begin

```

```

(vergleichend Iterieren      )

        end;
        until helpcha = ' ';
    end;
procedure verfahren_3; (alle messwerte im angegebenen bereich mit ausdruck)
label aus;
begin
    if not keypressed then begin
        clrscr;
        gotoxy(10,10);write('Geduld ist die Mutter der Porzellanliste,nicht die Elefantin !!!');
        delay(1000);
    end;
    for versuch := tm_re to bein_warm do begin
        verfahren_1;
        ausdruck;
        if keypressed then goto aus;
    end;
aus:end;

{##### Main #####}

begin
    program_ende      := false;
    start              := false;
    maximal_abw_betrag := 20.0;
    matrixuebergabe;
    while not program_ende do begin
        hauptmenue;
        if not program_ende then if start then case verfahren of
            1 : verfahren_1;
            2 : begin
                    clrscr;
                    gotoxy(10,10);
                    writeln('zur Zeit nicht Verfuegbar !!!');
                end;
            3 : verfahren_3;
        end(case);
        start:=false;
    end;
end.

```


Lebenslauf

Michael Heising geboren am 13.02.1956 in Essen

Eltern: Dr.med. Alois Heising, Ehefrau Rosemarie Heising, geb. Schultz

Schul Ausbildung: St. Ida Volksschule, Münster
1962 - 1966

Gymnasium Hammonense, Hamm
1966 - 1975

Studium: Elektrotechnik, Ruhr Universität Bochum
1975 - 1982
Diplomprüfung: März 1982

Berufliche Tätigkeit: Wiss. Hilfskraft in der Arbeitsgruppe
Elektrophysiologie (Prof.Dr.J.Werner),
Abt. f. Naturwiss. Medizin, Ruhr
Universität Bochum
Juli 1982 - Dezember 1982

Wiss. Mitarbeiter im SFB 114,
"Biologische Nachrichtenaufnahme und -
verarbeitung"
Januar 1983 - Dezember 1986

Angestellter der Firma High Tech
Lautsprecher Factory, Dortmund
Januar 1987 - März 1987

Geschäftsführender Gesellschafter der
Firma Trinity Electronic GmbH, Dortmund
seit April 1987

